



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105997052 B

(45)授权公告日 2019.03.01

(21)申请号 201610417286.2

(22)申请日 2012.08.09

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 105997052 A

(43)申请公布日 2016.10.12

(30)优先权数据
2011-179985 2011.08.19 JP

(62)分案原申请数据
201280040280.8 2012.08.09

(73)专利权人 株式会社村田制作所
地址 日本京都府

(72)发明人 志牟田亨

(74)专利代理机构 上海专利商标事务所有限公司 31100

代理人 陈力奕

(51)Int.Cl.

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/0408(2006.01)

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/1455(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

(56)对比文件

CN 103732135 B, 2016.07.13, 权利要求8-13.

WO 2010144665 A1, 2010.12.16, 全文.

US 2009202251 A1, 2009.08.13, 全文.

EP 2087837 A1, 2009.08.12, 全文.

审查员 熊狮

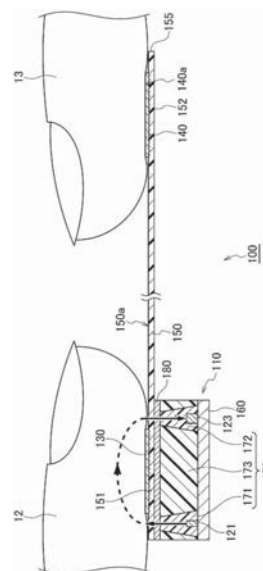
权利要求书4页 说明书25页 附图17页

(54)发明名称

生物传感器

(57)摘要

本发明的生物传感器(100)包括:配置在布线基板(160)的主面(160a)上的发光元件(121、122)及光接收元件(123);设置在发光元件密封部(171)和光接收元件密封部(172)之间的遮光部(173);设置为隔着遮光部(173)与布线基板(160)平行的具有透光性的基材(150);对发光元件密封部(171)、光接收元件密封部(172)及遮光部(173)与基材(150)进行粘接的具有透光性的粘接层(180);以及安装在基材(150)的主面(150a)上的第一心电电极(130)。基材(150)的折射率设定为高于粘接层(180)的折射率,且第一心电电极(130)的基材(150)侧的面(130a)形成得较为粗糙,以使得基材(150)中通过的杂散光发生散射。



1. 一种生物传感器,其特征在于,包括:

布线基板;

发光元件及光接收元件,该发光元件及光接收元件在所述布线基板的主面上隔开规定的间隔进行配置;

发光元件密封部,该发光元件密封部形成在所述布线基板的主面上,对所述发光元件进行密封,并具有透光性;

光接收元件密封部,该光接收元件密封部形成在所述布线基板的主面上,对所述光接收元件进行密封,并具有透光性;

遮光部,该遮光部设置在所述发光元件密封部与所述光接收元件密封部之间;

基材,该基材设置为隔着所述遮光部与所述布线基板相平行,并具有透光性;

粘接层,该粘接层设置在所述基材与所述遮光部之间,对所述基材与所述遮光部进行粘接,或者,该粘接层设置在所述基材与所述发光元件密封部之间、以及所述基材与所述光接收元件密封部之间,对所述基材与所述发光元件密封部、以及所述基材与所述光接收元件密封部进行粘接,并且,该粘接层具有透光性;以及

平面电极,该平面电极安装在基材的主面上,使得从所述布线基板的主面的法线方向观察时,该平面电极不与所述发光元件及所述光接收元件重合,并且,该平面电极对生物体的电位进行测量,

所述基材的折射率设定为高于所述粘接层的折射率,

所述平面电极的基材侧的面形成得较为粗糙,以使得通过该基材中的光发生散射。

2. 一种生物传感器,其特征在于,包括:

布线基板;

发光元件及光接收元件,该发光元件及光接收元件在所述布线基板的主面上隔开规定的间隔进行配置;

发光元件密封部,该发光元件密封部形成在所述布线基板的主面上,对所述发光元件进行密封,并具有透光性;

光接收元件密封部,该光接收元件密封部形成在所述布线基板的主面上,对所述光接收元件进行密封,并具有透光性;

遮光部,该遮光部设置在所述发光元件密封部与所述光接收元件密封部之间;

基材,该基材设置为隔着所述遮光部与所述布线基板相平行,并具有透光性;

粘接层,该粘接层设置在所述基材与所述遮光部之间,对所述基材与所述遮光部进行粘接,并且,该粘接层具有透光性;以及

平面电极,该平面电极安装在基材的主面上,使得从所述布线基板的主面的法线方向观察时,该平面电极不与所述发光元件及所述光接收元件重合,并且,该平面电极对生物体的电位进行测量,

所述基材的折射率设定为高于所述粘接层的折射率,

所述遮光部的所述粘接层侧的面形成得较为粗糙,以使得通过该粘接层中的光发生散射。

3. 一种生物传感器,其特征在于,包括:

布线基板;

发光元件及光接收元件,该发光元件及光接收元件在所述布线基板的主面上隔开规定的间隔进行配置;

发光元件密封部,该发光元件密封部形成在所述布线基板的主面上,对所述发光元件进行密封,并具有透光性;

光接收元件密封部,该光接收元件密封部形成在所述布线基板的主面上,对所述光接收元件进行密封,并具有透光性;

遮光部,该遮光部设置在所述发光元件密封部与所述光接收元件密封部之间;

基材,该基材设置为隔着所述遮光部与所述布线基板相平行,并具有透光性;

粘接层,该粘接层设置在所述基材与所述遮光部之间,对所述基材与所述遮光部进行粘接,或者,该粘接层设置在所述基材与所述发光元件密封部之间、以及所述基材与所述光接收元件密封部之间,对所述基材与所述发光元件密封部、以及所述基材与所述光接收元件密封部进行粘接,并且,该粘接层具有透光性;以及

平面电极,该平面电极安装在基材的主面上,使得从所述布线基板的主面的法线方向观察时,该平面电极不与所述发光元件及所述光接收元件重合,并且,该平面电极对生物体的电位进行测量,

所述粘接层的至少一部分被分割为所述发光元件侧与所述光接收元件侧。

4. 如权利要求3所述的生物传感器,其特征在于,

所述粘接层被分隔成其分割方向与如下那样的假想直线所形成的劣角在 50° 以下,其中,该假想直线通过该粘接层并与将所述发光元件和所述光接收元件相连接的直线相平行。

5. 如权利要求3或4所述的生物传感器,其特征在于,

所述粘接层被完全分割成所述发光元件侧和所述光接收元件侧。

6. 一种生物传感器,其特征在于,包括:

布线基板;

发光元件及光接收元件,该发光元件及光接收元件在所述布线基板的主面上隔开规定的间隔进行配置;

发光元件密封部,该发光元件密封部形成在所述布线基板的主面上,对所述发光元件进行密封,并具有透光性;

光接收元件密封部,该光接收元件密封部形成在所述布线基板的主面上,对所述光接收元件进行密封,并具有透光性;

遮光部,该遮光部设置在所述发光元件密封部与所述光接收元件密封部之间;

基材,该基材设置为隔着所述遮光部与所述布线基板相平行,并具有透光性;

粘接层,该粘接层设置在所述基材与所述遮光部之间,对所述基材与所述遮光部进行粘接,或者,该粘接层设置在所述基材与所述发光元件密封部之间、以及所述基材与所述光接收元件密封部之间,对所述基材与所述发光元件密封部、以及所述基材与所述光接收元件密封部进行粘接;以及

平面电极,该平面电极安装在基材的主面上,使得从所述布线基板的主面的法线方向观察时,该平面电极不与所述发光元件及所述光接收元件重合,并且,该平面电极对生物体的电位进行测量,

所述粘接层的光透过率低于所述基材的光透过率。

7. 如权利要求6所述的生物传感器,其特征在於,

所述粘接层由双面胶带形成,该双面胶带包含由带状的纸或无纺布形成的内芯材料、以及形成在该内芯材料的两个面上的粘接层。

8. 一种生物传感器,其特征在於,包括:

布线基板;

发光元件及光接收元件,该发光元件及光接收元件在所述布线基板的主面上隔开规定的间隔进行配置;

发光元件密封部,该发光元件密封部形成在所述布线基板的主面上,对所述发光元件进行密封,并具有透光性;

光接收元件密封部,该光接收元件密封部形成在所述布线基板的主面上,对所述光接收元件进行密封,并具有透光性;

遮光部,该遮光部设置在所述发光元件密封部与所述光接收元件密封部之间;

基材,该基材设置为隔着所述遮光部与所述布线基板相平行,并具有透光性;以及

粘接层,该粘接层设置在所述基材与所述遮光部之间,对所述基材与所述遮光部进行粘接,并且,该粘接层具有透光性;

所述粘接层的折射率设定为高于所述基材的折射率,

所述遮光部的所述粘接层侧的面形成得较为粗糙,以使得通过该粘接层中的光发生散射。

9. 一种生物传感器,其特征在於,包括:

布线基板;

发光元件及光接收元件,该发光元件及光接收元件在所述布线基板的主面上隔开规定的间隔进行配置;

发光元件密封部,该发光元件密封部形成在所述布线基板的主面上,对所述发光元件进行密封,并具有透光性;

光接收元件密封部,该光接收元件密封部形成在所述布线基板的主面上,对所述光接收元件进行密封,并具有透光性;

遮光部,该遮光部设置在所述发光元件密封部与所述光接收元件密封部之间;

基材,该基材设置为隔着所述遮光部与所述布线基板相平行,并具有透光性;以及

粘接层,该粘接层设置在所述基材与所述遮光部之间,对所述基材与所述遮光部进行粘接,或者,该粘接层设置在所述基材与所述发光元件密封部之间、以及所述基材与所述光接收元件密封部之间,对所述基材与所述发光元件密封部、以及所述基材与所述光接收元件密封部进行粘接,并且,该粘接层具有透光性;

所述粘接层的至少一部分被分割为所述发光元件侧与所述光接收元件侧从而形成分割区域,从所述发光元件侧向所述光接收元件侧前进的杂散光在所述分割区域发生反射或折射。

10. 一种生物传感器,其特征在於,包括:

布线基板;

发光元件及光接收元件,该发光元件及光接收元件在所述布线基板的主面上隔开规定

的间隔进行配置；

发光元件密封部,该发光元件密封部形成在所述布线基板的主面上,对所述发光元件进行密封,并具有透光性；

光接收元件密封部,该光接收元件密封部形成在所述布线基板的主面上,对所述光接收元件进行密封,并具有透光性；

遮光部,该遮光部设置在所述发光元件密封部与所述光接收元件密封部之间；

基材,该基材设置为隔着所述遮光部与所述布线基板相平行,并具有透光性；以及

粘接层,该粘接层设置在所述基材与所述遮光部之间,对所述基材与所述遮光部进行粘接,或者,该粘接层设置在所述基材与所述发光元件密封部之间、以及所述基材与所述光接收元件密封部之间,对所述基材与所述发光元件密封部、以及所述基材与所述光接收元件密封部进行粘接；

所述粘接层的光透过率低于所述基材的光透过率。

生物传感器

[0001] 本申请是申请日为“2012年8月9日”、申请号为“201280040280.8”、题为“生物传感器”的申请的分案申请。

技术领域

[0002] 本发明涉及获取生物信号的生物传感器。

背景技术

[0003] 近年来,人们对于健康的管理、维持/改善的关注日益提高。于是,人们希望可以更方便地获取脉搏、心电等生物信息。然而,以往已知有以下脉搏监测计或脉搏血氧计,该脉搏监测计或脉搏血氧计利用血液中的血红蛋白吸收可见光~红外光的特性,来获取透过手指等生物体、或反射至生物体的光的强度变化,以作为光电脉搏波信号。

[0004] 这里,在专利文献1中公开了一种具有生物体用电极和血氧计探头两方面功能的生物信息测定用传感器。根据这种生物信息测定用传感器,能够同时测量出心电图和血液中血红蛋白的氧饱和度。更具体而言,这种生物信息测定用传感器包括:电极元件,该电极元件安装在高分子薄膜上;作为发光元件的LED及作为光接收元件的PD,该LED及PD按照规定的间隔附着固定在该电极元件上;以及作为导电透明凝胶的AMPS,该AMPS覆盖各元件。由于具有这种结构,当传感器与生物体的皮肤表面相接触时,电极元件通过具有导电性的AMPS与皮肤相接触,从而能获得作为一般电极元件的功能。此外,由于LED及PD通过透明的AMPS与皮肤相接触,因而能具有血氧计探头的功能。

[0005] 现有技术文献

[0006] 专利文献

[0007] 专利文献1:日本实用新型专利实开平6-29504号公报

发明内容

[0008] 发明所要解决的技术问题

[0009] 如上所述,在专利文献1所记载的生物信息测定用传感器中,利用导电性透明凝胶(AMPS)覆盖发光元件(LED)和光接收元件(PD),使得LED及PD通过透明的AMPS与生物体的皮肤相接触。由此,在测量时,从LED射出的光(检测光)的一部分有可能穿过透明的AMPS直接到达PD。一般情况下,与透过生物体的光或被生物体反射的光的强度相比,这种从LED射出的、未透过生物体或未被生物体反射而到达PD的光(杂散光),其光的强度较大。于是,本来想要检测的光,即透过生物体的光或被生物体反射的光有可能被杂散光(噪声)淹没,从而导致S/N比(信噪比)降低。

[0010] 本发明是为解决上述问题而完成的,其目的在于提供一种获取光电脉搏波信号的生物传感器,该生物传感器能够减少未透过生物体就被光接收元件接收的杂散光。

[0011] 解决技术问题所采用的技术方案

[0012] 本发明所涉及的生物传感器的特征在于,包括:布线基板;发光元件及光接收元

件,该发光元件及光接收元件在布线基板的主面上隔开规定的间隔进行配置;发光元件密封部,该发光元件密封部形成在布线基板的主面上,对发光元件进行密封,并具有透光性;光接收元件密封部,该光接收元件密封部形成在布线基板的主面上,对光接收元件进行密封,并具有透光性;遮光部,该遮光部设置在发光元件密封部与光接收元件密封部之间;基材,该基材设置为隔着遮光部与布线基板相平行,并具有透光性;粘接层,该粘接层设置在基材与遮光部、及/或发光元件密封部、光接收元件密封部之间,对基材与遮光部、及/或发光元件密封部、光接收元件密封部进行粘接,并具有透光性;以及平面电极,该平面电极安装在基材的主面上,使得从布线基板的主面的法线方向观察时,该平面电极不与发光元件及光接收元件重合,并且,该平面电极对生物体的电位进行测量,基材的折射率设定为高于粘接层的折射率,平面电极的基材侧的面形成得较为粗糙,以使得通过该基材中的光发生散射。

[0013] 根据本发明所涉及的生物传感器,当手指等生物体接触到平面电极的表面时,从发光元件射出的光经由发光元件密封部、粘接层、以及基材射入到生物体内。接着,透过生物体的光经由基材、粘接层、以及光接收元件密封部被光接收元件接收。由此来获取生物体的光电脉搏波信号。与此同时,与平面电极接触的生物体的电位由该平面电极来检测出。

[0014] 这里,根据本发明所涉及的生物传感器,在发光元件密封部与光接收元件密封部之间设置有遮光部。由此,从发光元件直接入射到光接收元件的光被该遮光部隔断。另一方面,从发光元件射出的光的一部分进入粘接层及基材,并在该粘接层及基材中向光接收元件侧传输。这里,根据本发明所涉及的生物传感器,基材的折射率设定为高于粘接层的折射率,并且平面电极的基材侧的面形成得较为粗糙,使得通过该基材中的光发生散射。由此,进入粘接层及基材的光(杂散光)边在基材与粘接层的边界发生反射,边在折射率较高的基材中前进。于是,此时,通过将平面电极基材侧的面形成得较为粗糙,使得在基材中前进的杂散光因该面而发生散射,从而减少进入光接收元件的杂散光。上述的结果是,在获取光电脉搏波信号的生物传感器中,能够减少未透过生物体就被接收的杂散光。

[0015] 本发明所涉及的生物传感器的特征在于,包括:布线基板;发光元件及光接收元件,该发光元件及光接收元件在布线基板的主面上隔开规定的间隔进行配置;发光元件密封部,该发光元件密封部形成在布线基板的主面上,对发光元件进行密封,并具有透光性;光接收元件密封部,该光接收元件密封部形成在布线基板的主面上,对光接收元件进行密封,并具有透光性;遮光部,该遮光部设置在发光元件密封部与光接收元件密封部之间;基材,该基材设置为隔着遮光部与布线基板相平行,并具有透光性;粘接层,该粘接层设置在基材与遮光部、及/或发光元件密封部、光接收元件密封部之间,对基材与遮光部、及/或发光元件密封部、光接收元件密封部进行粘接,并具有透光性;以及平面电极,该平面电极安装在基材的主面上,使得从布线基板的主面的法线方向观察时,该平面电极不与发光元件及光接收元件重合,并且该平面电极对生物体的电位进行测量,粘接层的折射率设定为高于基材的折射率,遮光部的粘接层侧的面形成得较为粗糙,以使得通过该粘接层中的光发生散射。

[0016] 根据本发明所涉及的生物传感器,当手指等生物体接触到平面电极的表面时,从发光元件射出的光经由发光元件密封部、粘接层、以及基材射入到生物体内。接着,透过生物体或被生物体反射的光经由基材、粘接层、以及光接收元件密封部被光接收元件接收。由

此来获取生物体的光电脉搏波信号。与此同时,与平面电极接触的生物体的电位由该平面电极来检测出。

[0017] 这里,根据本发明所涉及的生物传感器,在发光元件密封部与光接收元件密封部之间设置有遮光部。由此,从发光元件直接入射到光接收元件的光被该遮光部隔断。另一方面,从发光元件射出的光的一部分进入粘接层及基材,并在该粘接层及基材中向光接收元件侧传输。这里,根据本发明所涉及的生物传感器,粘接层的折射率设定为高于基材的折射率,并且遮光部的粘接层侧的面形成得较为粗糙,使得通过该粘接层中的光发生散射。由此,进入粘接层及基材的光(杂散光)边在基材与粘接层的边界发生反射,边在折射率较高的粘接层中前进。于是,此时,由于将遮光部的粘接层侧的面形成得较为粗糙,使得在粘接层中前进的杂散光因该面而发生散射,从而减少进入光接收元件的杂散光。上述的结果是,在获取光电脉搏波信号的生物传感器中,能够减少未透过生物体就被接收的杂散光。

[0018] 本发明所涉及的生物传感器的特征在于,包括:布线基板;发光元件及光接收元件,该发光元件及光接收元件在布线基板的主面上隔开规定的间隔进行配置;发光元件密封部,该发光元件密封部形成在布线基板的主面上,对发光元件进行密封,并具有透光性;光接收元件密封部,该光接收元件密封部形成在布线基板的主面上,对光接收元件进行密封,并具有透光性;遮光部,该遮光部设置在发光元件密封部与光接收元件密封部之间;基材,该基材设置为隔着遮光部与布线基板相平行,并具有透光性;粘接层,该粘接层设置在基材与遮光部、及/或发光元件密封部、光接收元件密封部之间,对基材与遮光部、及/或发光元件密封部、光接收元件密封部进行粘接,并具有透光性;以及平面电极,该平面电极安装在基材的主面上,使得从布线基板的主面的法线方向观察时,该平面电极不与发光元件及所述光接收元件重合,并且该平面电极对生物体的电位进行测量,粘接层的至少一部分被分割成发光元件侧和光接收元件侧。

[0019] 根据本发明所涉及的生物传感器,当手指等生物体接触到平面电极的表面时,从发光元件射出的光经由发光元件密封部、粘接层、以及基材射入到生物体内。接着,透过生物体或被生物体反射的光经由基材、粘接层、以及光接收元件密封部被光接收元件接收。由此来获取生物体的光电脉搏波信号。与此同时,与平面电极接触的生物体的电位由该平面电极来检测出。

[0020] 这里,根据本实施方式所涉及的生物传感器,在发光元件密封部与光接收元件密封部之间设置有遮光部。由此,从发光元件直接入射到光接收元件的光被该遮光部隔断。另一方面,从发光元件射出的光的一部分进入粘接层及基材,并在该粘接层及基材中向光接收元件侧传输。这里,根据本发明的生物传感器,粘接层的至少一部分被分割成发光元件侧和光接收元件侧。由此,在粘接层中从发光元件侧向光接收元件侧前进的杂散光在分割后的粘接层的端面上发生反射或折射。由此,在粘接层中通过并进入光接收元件的杂散光得以减少。上述的结果是,在获取光电脉搏波信号的生物传感器中,能够减少未透过生物体就被接收的杂散光。

[0021] 此外,在本发明所涉及的生物传感器中,优选上述粘接层被分隔成其分割方向与如下那样的假想直线所形成的劣角在 50° 以下,其中,该假想直线通过该粘接层并与将发光元件和光接收元件相连接的直线相平行。

[0022] 根据这种结构,由于将粘接层分割成使其分割方向与上述假想直线所形成的角度

(劣角)在 50° 以下,因此在分割后的端面上的反射率变大。因此,能够进一步减少通过粘接层并被接收的杂散光。

[0023] 在本发明所涉及的生物传感器中,优选粘接层被完全分割成发光元件侧和光接收元件侧。

[0024] 在这种情况下,由于粘接层被完成分割成发光元件侧和光接收元件侧,因此与粘接层的一部分相连的情况相比,反射或折射的光的量增多。由此,能够更进一步减少未透过生物体就通过粘接层并被接收的杂散光。

[0025] 本发明所涉及的生物传感器的特征在于,包括:布线基板;发光元件及光接收元件,该发光元件及光接收元件在布线基板的主面上隔开规定的间隔进行配置;发光元件密封部,该发光元件密封部形成在布线基板的主面上,对发光元件进行密封,并具有透光性;光接收元件密封部,该光接收元件密封部形成在布线基板的主面上,对光接收元件进行密封,并具有透光性;遮光部,该遮光部设置在发光元件密封部与光接收元件密封部之间;基材,该基材设置为隔着遮光部与布线基板相平行,并具有透光性;粘接层,该粘接层设置在基材与遮光部、及/或发光元件密封部、光接收元件密封部之间,对基材与遮光部、及/或发光元件密封部、光接收元件密封部进行粘接,并具有透光性;以及平面电极,该平面电极安装在基材的主面上,使得从布线基板的主面的法线方向观察时,该平面电极不与发光元件及光接收元件重合,并且该平面电极对生物体的电位进行测量,粘接层的光透过率低于基材的光透过率。

[0026] 根据本发明所涉及的生物传感器,当手指等生物体接触到平面电极的表面时,从发光元件射出的光经由发光元件密封部、粘接层、以及基材射入到生物体内。接着,透过生物体或被生物体反射的光经由基材、粘接层、以及光接收元件密封部被光接收元件接收。由此来获取生物体的光电脉搏波信号。与此同时,与平面电极接触的生物体的电位由该平面电极来检测出。

[0027] 这里,根据本实施方式所涉及的生物传感器,在发光元件密封部与光接收元件密封部之间设置有遮光部。由此,从发光元件直接入射到光接收元件的光被该遮光部隔断。另一方面,从发光元件射出的光的一部分进入粘接层及基材,并在该粘接层及基材中向光接收元件侧传输。这里,根据本发明所涉及的生物传感器,将粘接层的光透过率设定为低于基材的光透过率。由此,进入粘接层的杂散光随着在粘接层中从发光元件侧向光接收元件侧传输而发生衰减,从而使得进入光接收元件的杂散光得以减少。上述的结果是,在获取光电脉搏波信号的生物传感器中,能够减少未透过生物体就被接收的杂散光。

[0028] 在本发明所涉及的生物传感器中,优选粘接层由双面胶带形成,该双面胶带包含由带状的纸或无纺布形成的内芯材料、以及形成在该内芯材料的两个面上的粘接层。

[0029] 在这种情况下,构成粘接层的内芯材料由纸或无纺布形成。由此,在内芯材料的厚度方向上光相对较容易透过,而在内芯材料的长边方向上光难以透过。由此,能够使从发光元件射入生物体的光以及从生物体射入光接收元件的光透过,并且能够减少内芯材料中从发光元件侧向光接收元件侧传输的杂散光。由此,能够更进一步减少未透过生物体就在粘接层中通过并被接收的杂散光。

[0030] 本发明所涉及的生物传感器的特征在于,包括:布线基板;发光元件及光接收元件,该发光元件及光接收元件在布线基板的主面上隔开规定的间隔进行配置;发光元件密

封部,该发光元件密封部形成在布线基板的主面上,对发光元件进行密封并具有透光性;光接收元件密封部,该光接收元件密封部形成在布线基板的主面上,对光接收元件进行密封并具有透光性;遮光部,该遮光部设置在发光元件密封部和光接收元件密封部之间;以及盖板,该盖板设置为隔着遮光部与布线基板平行,并具有透光性,盖板的底面及/或上表面形成得较为粗糙,以使得通过该盖板中的光发生散射。

[0031] 根据本发明所涉及的生物传感器,当手指等生物体接触到盖板的表面时,从发光元件射出的光经由发光元件密封部及盖板射入到生物体内。接着,透过生物体的光经由盖板及光接收元件密封部被光接收元件接收。由此来获取生物体的光电脉搏波信号。这里,根据本实施方式所涉及的生物传感器,在发光元件密封部与光接收元件密封部之间设置有遮光部。由此,从发光元件直接入射到光接收元件的光被该遮光部隔断。另一方面,从发光元件射出的光的一部分进入具有透光性的盖板,并在该盖板中向光接收元件侧传输。这里,根据本发明所涉及的生物传感器,盖板的底面及/或上表面形成得较为粗糙,以使得在该盖板中通过的光发生散射。由此,进入盖板的光(杂散光)在边发生反射边在盖板中前进时发生散射。由此,进入光接收元件的杂散光得以减少。上述的结果是,在获取光电脉搏波信号的生物传感器中,能够减少未透过生物体却被接收的杂散光。

[0032] 本发明所涉及的生物传感器的特征在于,包括:布线基板;发光元件及光接收元件,该发光元件及光接收元件在布线基板的主面上隔开规定的间隔进行配置;发光元件密封部,该发光元件密封部形成在布线基板的主面上,对发光元件进行密封并具有透光性;光接收元件密封部,该光接收元件密封部形成在布线基板的主面上,对光接收元件进行密封并具有透光性;遮光部,该遮光部设置在发光元件密封部和光接收元件密封部之间;以及盖板,该盖板设置为隔着遮光部与布线基板平行,并具有透光性,盖板的至少一部分被分割成发光元件侧和光接收元件侧。

[0033] 根据本发明所涉及的生物传感器,当手指等生物体接触到盖板的表面时,从发光元件射出的光经由发光元件密封部及盖板射入到生物体内。接着,透过生物体或被生物体反射的光经由盖板及光接收元件密封部被光接收元件接收。由此来获取生物体的光电脉搏波信号。这里,根据本发明所涉及的生物传感器,在发光元件密封部与光接收元件密封部之间设置有遮光部。由此,从发光元件直接入射到光接收元件的光被该遮光部隔断。另一方面,从发光元件射出的光的一部分进入盖板,并在该盖板中向光接收元件侧传输。这里,根据本发明所涉及的生物传感器,盖板的至少一部分被分割成发光元件侧和光接收元件侧。由此,在盖板中从发光元件侧向光接收元件侧前进的杂散光在分割后的盖板的端面上发生反射或折射。由此,在盖板中通过并进入光接收元件的杂散光得以减少。上述的结果是,在获取光电脉搏波信号的生物传感器中,能够减少未透过生物体却被接收的杂散光。

[0034] 此外,在本发明所涉及的生物传感器中,优选盖板被分隔为,其分割方向与如下那样的假想直线所形成的劣角在 50° 以下,其中,该假想直线通过该盖板并与将发光元件和光接收元件相连接的直线相平行。

[0035] 根据这种结构,由于将盖板分割成使其分割方向与上述假想直线所形成的角度(劣角)在 50° 以下,因此在分割后的端面上的反射率变大。因此,能够进一步减少通过盖板并被接收的杂散光。

[0036] 在本发明所涉及的生物传感器中,优选盖板被完全分割成发光元件侧和光接收元

件侧。

[0037] 在这种情况下,由于盖板被完成分割成发光元件侧和光接收元件侧,因此与盖板的一部分相连的情况相比,反射或折射的光的量增多。由此,能够更进一步减少未透过生物体就通过盖板并被接收的杂散光。

[0038] 本发明所涉及的生物传感器的特征在于,包括:布线基板;发光元件及光接收元件,该发光元件及光接收元件在布线基板的主面上隔开规定的间隔进行配置;发光元件密封部,该发光元件密封部形成在布线基板的主面上,对发光元件进行密封并具有透光性;光接收元件密封部,该光接收元件密封部形成在布线基板的主面上,对光接收元件进行密封并具有透光性;遮光部,该遮光部设置在发光元件密封部和光接收元件密封部之间;以及盖板,该盖板设置为隔着遮光部与布线基板平行,并具有透光性,在盖板的底面及/或上表面,且在与假想直线相交的方向上形成有多个凹槽,该假想直线通过该盖板且与将发光元件和光接收元件相连接的直线相平行。

[0039] 根据本发明所涉及的生物传感器,当手指等生物体接触到盖板的表面时,从发光元件射出的光经由发光元件密封部及盖板射入到生物体内。接着,透过生物体的光经由盖板及光接收元件密封部被光接收元件接收。由此来获取生物体的光电脉搏波信号。这里,根据本实施方式所涉及的生物传感器,在发光元件密封部与光接收元件密封部之间设置有遮光部。由此,从发光元件直接入射到光接收元件的光被该遮光部隔断。另一方面,从发光元件射出的光的一部分进入盖板,并在该盖板中向光接收元件侧传输。这里,根据本发明所涉及的生物传感器,在盖板的底面及/或上表面,且在与假想直线相交的方向上形成有多个凹槽,该假想直线通过该盖板且与将发光元件和光接收元件相连接的直线相平行。由此,当进入盖板的光(杂散光)边发生反射边在盖板中前进时,到达多个凹槽的侧面,从该侧面向外部射出。由此,进入光接收元件的杂散光得以减少。上述的结果是,在获取光电脉搏波信号的生物传感器中,能够减少未透过生物体就被接收的杂散光。

[0040] 在本发明所涉及的生物传感器中,优选上述凹槽之间的区域的纵横比设定为1以上。

[0041] 若上述纵横比变小(即凹槽变浅),则光(杂散光)难以到达凹槽的侧面,因此到达凹槽的底面并发生反射折回来的光增多。在这种情况下,由于将纵横比设定为1以上,因此光(杂散光)较容易到达凹槽的侧面,从而能够进一步减少进入光接收元件的杂散光。

[0042] 本发明所涉及的生物传感器的特征在于,包括:布线基板;发光元件及光接收元件,该发光元件及光接收元件在布线基板的主面上隔开规定的间隔进行配置;发光元件密封部,该发光元件密封部形成在布线基板的主面上,对发光元件进行密封,并具有透光性;光接收元件密封部,该光接收元件密封部形成在布线基板的主面上,对光接收元件进行密封,并具有透光性;遮光部,该遮光部设置在发光元件密封部与光接收元件密封部之间;基材,该基材设置为隔着遮光部与布线基板相平行,并具有透光性;以及粘接层,该粘接层设置在基材与遮光部、及/或发光元件密封部、光接收元件密封部之间,对基材与遮光部、及/或发光元件密封部、光接收元件密封部进行粘接,并具有透光性,粘接层的折射率设定为高于基材的折射率,遮光部的粘接层侧的面形成得较为粗糙,以使得通过该粘接层中的光发生散射。

[0043] 这里,根据本发明所涉及的生物传感器,在发光元件密封部与光接收元件密封部

之间设置有遮光部。由此,从发光元件直接入射到光接收元件的光被该遮光部隔断。另一方面,从发光元件射出的光的一部分进入粘接层及基材,并在该粘接层及基材中向光接收元件侧传输。这里,根据本发明所涉及的生物传感器,粘接层的折射率设定为高于基材的折射率,并且遮光部的粘接层侧的面形成得较为粗糙,使得通过该粘接层中的光发生散射。由此,进入粘接层及基材的光(杂散光)边在基材与粘接层的边界发生反射,边在折射率较高的粘接层中前进。于是,此时,由于将遮光部的粘接层侧的面形成得较为粗糙,使得在粘接层中前进的杂散光因该面而发生散射,从而减少进入光接收元件的杂散光。上述的结果是,在获取光电脉搏波信号的生物传感器中,能够减少未透过生物体就被接收的杂散光。

[0044] 本发明所涉及的生物传感器的特征在于,包括:布线基板;发光元件及光接收元件,该发光元件及光接收元件在布线基板的主面上隔开规定的间隔进行配置;发光元件密封部,该发光元件密封部形成在布线基板的主面上,对发光元件进行密封,并具有透光性;光接收元件密封部,该光接收元件密封部形成在布线基板的主面上,对光接收元件进行密封,并具有透光性;遮光部,该遮光部设置在发光元件密封部与光接收元件密封部之间;基材,该基材设置为隔着遮光部与布线基板相平行,并具有透光性;以及粘接层,该粘接层设置在基材与遮光部、及/或发光元件密封部、光接收元件密封部之间,对基材与遮光部、及/或发光元件密封部、光接收元件密封部进行粘接,并具有透光性,粘接层的至少一部分被分割成发光元件侧和光接收元件侧。

[0045] 这里,根据本发明所涉及的生物传感器,在发光元件密封部与光接收元件密封部之间设置有遮光部。由此,从发光元件直接入射到光接收元件的光被该遮光部隔断。另一方面,从发光元件射出的光的一部分进入粘接层及基材,并在该粘接层及基材中向光接收元件侧传输。这里,根据本发明的生物传感器,粘接层的至少一部分被分割成发光元件侧和光接收元件侧。由此,在粘接层中从发光元件侧向光接收元件侧前进的杂散光在分割后的粘接层的端面上发生反射或折射。由此,在粘接层中通过并进入光接收元件的杂散光得以减少。上述的结果是,在获取光电脉搏波信号的生物传感器中,能够减少未透过生物体就被接收的杂散光。

[0046] 本发明所涉及的生物传感器的特征在于,包括:布线基板;发光元件及光接收元件,该发光元件及光接收元件在布线基板的主面上隔开规定的间隔进行配置;发光元件密封部,该发光元件密封部形成在布线基板的主面上,对发光元件进行密封,并具有透光性;光接收元件密封部,该光接收元件密封部形成在布线基板的主面上,对光接收元件进行密封,并具有透光性;遮光部,该遮光部设置在发光元件密封部与光接收元件密封部之间;基材,该基材设置为隔着遮光部与布线基板相平行,并具有透光性;以及粘接层,该粘接层设置在基材与遮光部、及/或发光元件密封部、光接收元件密封部之间,对基材与遮光部、及/或发光元件密封部、光接收元件密封部进行粘接,并具有透光性,粘接层的光透过率低于基材的光透过率。

[0047] 这里,根据本发明所涉及的生物传感器,在发光元件密封部与光接收元件密封部之间设置有遮光部。由此,从发光元件直接入射到光接收元件的光被该遮光部隔断。另一方面,从发光元件射出的光的一部分进入粘接层及基材,并在该粘接层及基材中向光接收元件侧传输。这里,根据本发明所涉及的生物传感器,将粘接层的光透过率设定为低于基材的光透过率。由此,进入粘接层的杂散光随着在粘接层中从发光元件侧向光接收元件侧传输

而发生衰减,从而使得进入光接收元件的杂散光得以减少。上述的结果是,在获取光电脉搏波信号的生物传感器中,能够减少未透过生物体就被接收的杂散光。

[0048] 发明效果

[0049] 根据本发明,在获取光电脉搏波信号的生物传感器中,能够减少未透过生物体就被接收的杂散光。

附图说明

[0050] 图1是实施方式1所涉及的生物传感器的纵向剖视图。

[0051] 图2是构成实施方式1所涉及的生物传感器的传感器单元的纵向剖视图。

[0052] 图3是传感器单元的俯视图。

[0053] 图4是构成实施方式1的变形例所涉及的生物传感器的传感器单元的纵向剖视图。

[0054] 图5是实施方式2所涉及的生物传感器的纵向剖视图。

[0055] 图6是构成实施方式2所涉及的生物传感器的传感器单元的俯视图。

[0056] 图7是用于说明分割后的粘接层中杂散光的传输路径的图。

[0057] 图8是表示分割角度 θ 与光透过率的关系的曲线图。

[0058] 图9是实施方式3所涉及的生物传感器的纵向剖视图。

[0059] 图10是构成实施方式3所涉及的生物传感器的传感器单元的俯视图。

[0060] 图11是实施方式4所涉及的生物传感器的纵向剖视图。

[0061] 图12是构成实施方式4所涉及的生物传感器的传感器单元的俯视图。

[0062] 图13是实施方式5所涉及的生物传感器的纵向剖视图。

[0063] 图14是构成实施方式5所涉及的生物传感器的传感器单元的俯视图。

[0064] 图15是实施方式6所涉及的生物传感器的纵向剖视图。

[0065] 图16是构成实施方式6所涉及的生物传感器的传感器单元的俯视图。

[0066] 图17是用于说明形成在盖板上的凹槽中杂散光的传输路径的图。

具体实施方式

[0067] 下面,参照附图对本发明的优选实施方式进行详细说明。另外,在各图中,对相同要素标注相同的标号,并省略重复说明。

[0068] (实施方式1)

[0069] 首先,同时使用图1至图3,对实施方式1所涉及的生物传感器100的结构进行说明。图1是生物传感器100的纵向剖面。图2是构成生物传感器100的传感器单元110的横向剖视图。另外,图2示出沿图3的I-I线的剖面。图3是电子元件110的俯视图。

[0070] 生物传感器100是通过指尖等的接触来同时检测(测量)出例如心电、脉搏、氧饱和度等生物信息的传感器。生物传感器100利用血液中血红蛋白的吸光特性来以光学的方式测量脉搏、氧饱和度等,与此同时,使用两个电极130、140来以电的方式测量伴随着心脏活动而产生的电位变化(心脏电位)。

[0071] 因此,生物传感器100构成为包括两个发光元件121、122、光接收元件123、第一心电电极130、第二心电电极140、基材150、布线基板160、密封部170、以及粘接层180。

[0072] 基材150形成为带状,在其主面150a上配置有第一心电电极130及第二心电电极

140。第一心电电极130配置在基材150的一个端部区域151,第二心电电极140配置在另一个端部区域152。发光元件121、122、光接收元件123、布线基板160、密封部170、及粘接层180与第一心电电极130一起一体形成在基材150的一个端部区域151上。下面,为方便说明,将这种构成为一体的单元称为传感器单元110。该传感器单元110大致呈长方体状。在图1及2中,为便于说明,相对放大了高度方向的尺寸来进行描绘。

[0073] 发光元件121、122及光接收元件123安装在形成为矩形的布线基板160的主面160a上。发光元件121、122配置在主面160a上的一个端部,并沿布线基板160的短边方向排列。另一方面,光接收元件123配置在主面160a上的另一个端部。发光元件121、122与光接收元件123之间的距离设为例如4~20mm左右。

[0074] 为了获得表示血液中氧饱和度的氧合血红蛋白与脱氧血红蛋白的存在比,两个发光元件121、122分别射出不同波长的光。例如,一个发光元件121射出氧合血红蛋白的吸光系数较高的红外光附近的光。另一个发光元件122射出脱氧血红蛋白的吸光系数较高的红外线附近的光。

[0075] 作为发光元件121、122,可以使用LED、VCSEL (Vertical Cavity Surface Emitting LASER:垂直腔面发射激光器)、或谐振器型LED等。作为光接收元件123,优选使用光电二极管或光电晶体管等。

[0076] 密封部170形成在布线基板160的主面160a上,呈长方体形状,该密封部170由密封发光元件121、122的发光元件密封部171、密封光接收元件123的光接收元件密封部172、以及遮光部173构成。

[0077] 发光元件密封部171由透光性树脂形成,呈圆柱状,对发光元件121、122进行密封。并且,光接收元件密封部172由透光性树脂形成,呈圆柱状,对光接收元件123进行密封。这里,作为形成发光元件密封部171及光接收元件密封部172的透光性树脂,可使用例如透明的环氧树脂等。

[0078] 遮光部173通过向布线基板160的主面160a上的、发光元件密封部171与光接收元件密封部172之间的区域、以及发光元件密封部171与光接收元件密封部172周围的区域内填充具有遮光性的树脂而形成。该遮光部173界定了密封部170的四个侧面170a~170d。另外,对于遮光部173,优选使用例如含有碳黑等具有遮光性的粉末的环氧树脂等。

[0079] 上述发光元件密封部171、光接收元件密封部172、以及遮光部173各自的上表面界定了密封部170的上表面170e。配置有第一心电电极130的基材150的一个端部区域151通过粘接层180与密封部170的上表面170e相粘接。粘接层180具有与密封部170的上表面170e相同的形状及相同的大小,与密封部170的上表面170e相重合。即,粘接层180覆盖发光元件密封部171的开口部171a和光接收元件密封部172的开口部172a。

[0080] 粘接层180的发光元件121、122侧的端部184、及基材150的发光元件121、122侧的端部154位于比发光元件密封部171的开口部171a更靠外侧(侧面170a侧)的位置。即,将粘接层180及基材150的端部184、154配置为从布线基板160的主面160a的法线方向10观察时不与开口部171a重合。

[0081] 此外,粘接层180的光接收元件123侧的端部185位于比光接收元件密封部172的开口部172a更靠外侧(侧面170b侧)的位置。另外,基材150的端部155不存在于光接收元件密封部172的开口部172a的附近。即,将粘接层180及基材150的端部185、155配置为从主面

160a的法线方向10观察时不与开口部172a重合。

[0082] 作为粘接层180,优选使用例如不具有内芯材料的双面胶带等。基材150的背面150b通过粘接层180与发光元件密封部171的开口部171a、光接收元件密封部172的开口部172a、以及遮光部170的上表面相粘接。

[0083] 这里,粘接层180具有透光性。此外,基材150也具有透光性。此外,将基材150的折射率设定为比粘接层180的折射率要高。另外,作为粘接层180,也可以使用例如由聚酰亚胺、PET等形成的具有透光性的内芯材料、和形成在该内芯材料的两面的粘接层所形成的双面胶带等。在这种情况下,将基材150的折射率设定为比构成粘接层180的内芯材料及粘接层的折射率要高。

[0084] 基材150例如由折射率为1.5~1.6左右的材料形成。具体而言,基材150由聚酰亚胺、PET(聚对苯二甲酸乙二醇酯)等形成。粘接层180例如由折射率为1.4~1.45左右的材料形成。粘接层180例如由丙烯酸类树脂等形成。

[0085] 第一心电电极130是形成为矩形的薄膜状平面电极,配置在基材150的一个端部区域151。即,第一心电电极130配置在发光元件121、122及光接收元件123的密封部170的上方。

[0086] 这里,第一心电电极130配置在基材150的主面150a上,且从布线基板160的主面160a的法线方向10观察时,第一心电电极130位于发光元件121、122与光接收元件123之间。此外,从上述主面160a的法线方向10观察时,第一心电电极130配置在不与发光元件121、122及光接收元件123重合的位置,且第一心电电极130不与发光元件密封部171的开口部171a及光接收元件密封部172的开口部172a重合。

[0087] 第一心电电极130及第二心电电极140分别由例如通过镀覆、薄膜/厚膜工艺、轧制等形成的金属薄膜构成。第一心电电极130及第二心电电极140的与基材150相接触的面(背面)通过例如蚀刻等形成得较为粗糙。这里,将第一心电电极130的形成得较为粗糙的面称为粗面130a,将第二心电电极140的形成得较为粗糙的面称为粗面140a。另外,第二心电电极140的背面不一定要形成得粗糙。

[0088] 如图1所示的那样,生物传感器100通过使生物体中两个不同位置的部位,例如被测量者的左手的指尖12和右手的指尖13与生物传感器100相接触来进行生物信息的测量。此时,左手的指尖12处于与第一心电电极130的表面及露出其周围的基材150的主面150a相接触的状态。此外,右手的指尖13处于与第二心电电极140的整个表面相接触的状态。

[0089] 在测量生物信息时,从发光元件121、122射出的光透过发光元件密封部171,从开口部171a射入粘接层180,而后通过该粘接层180及基材150射入到指尖12。

[0090] 射入指尖12并透过该指尖12的光通过基材150及粘接层180射入光接收元件密封部172的开口部172a。接着,透过光接收元件密封部172,最后被光接收元件123接收。由此获得透过指尖12的光的强度变化,以作为光电脉搏波信号。此时,由于从两个发光元件121、122射出波长互不相同的光,因此可获得关于这两种波长的透射光强度。

[0091] 在获取光电脉搏波信号的同时,利用第一心电电极130获取指尖12的电位,并利用第二心电电极140获取指尖13的电位。即,利用生物传感器100同时获取光电脉搏波信号及心电。

[0092] 然而,在发光元件121、122与指尖12之间存在有具有透光性的粘接层180及基材

150。因此,从发光元件121、122射出的光的一部分进入粘接层180及基材150中,并在该粘接层180及基材150中向光接收元件123侧传输。这里,根据生物传感器110,将基材150的折射率设定为高于粘接层180的折射率,并且还将第一心电电极130的背面130a形成得较为粗糙,使得通过该基材150中的光发生散射。由此,进入粘接层180及基材150的光在基材150与粘接层180的边界发生反射,并在折射率较高的基材150中前进。接着,由于此时第一心电电极130的背面130a形成得较为粗糙,因此在基材150中前进的杂散光因该背面130a而发生散射,从而进入光接收元件123的杂散光得以减少。

[0093] 如上所详细说明的那样,根据本实施方式涉及的生物传感器100,当指尖12与第一心电电极130的表面相接触时,从发光元件121、122射出的光经由发光元件密封部171、粘接层180、以及基材150射入到指尖12。接着,透过指尖12的光经由基材150、粘接层180、以及光接收元件密封部172被光接收元件123接收。由此获取指尖12的光电脉搏波信号。与此同时,分别检测出与第一心电电极130接触的指尖12的电位,以及与第二心电电极140接触的指尖13的电位。

[0094] 这里,根据生物传感器100,在发光元件密封部171与光接收元件密封部172之间设置有遮光部173。由此,从发光元件121、122直接入射到光接收元件123的光被该遮光部173隔断。此外,进入粘接层180及基材150的光在基材150与粘接层180的边界上发生反射,并在折射率较高的基材150中向光接收元件123侧前进,而此时,并通过将第一心电电极130的背面130a形成得较为粗糙,使得在基材150中前进的杂散光因该背面130a而发生散射,从而使进入光接收元件123的杂散光得以减少。其结果是,在同时获取光电脉搏波信号及指尖12、13的电位(心电)的生物传感器100中,能够减少未透过指尖12就被光接收元件接收的杂散光。

[0095] 接着,参照图4,对实施方式1的变形例所涉及的生物传感器进行说明。图4是变形例所涉及的生物传感器所具备的传感器单元115的纵向剖视图。这里,主要对与上述传感器单元110不同的结构进行说明,对于相同/同样点省略说明。

[0096] 传感器单元115与上述传感器单元110的不同点在于将粘接层185的折射率设定为高于基材157的折射率。基材157例如由折射率为1.4~1.45左右的聚酰亚胺等形成。另一方面,粘接层185例如由折射率为1.45~1.6左右的环氧树脂、丙烯酸树脂等形成。

[0097] 此外,传感器单元115与上述传感器单元110的不同点在于,取代第一心电电极130的背面130a,而将密封部175的上表面175e形成得较为粗糙,从而使得杂散光发生散射。即,在传感器单元115中,将构成密封部175的发光元件密封部176、光接收元件密封部177、以及遮光部178各自的上表面形成得较为粗糙。另外,也可以采用仅将遮光部178的上表面形成得较为粗糙的结构。

[0098] 根据本变形例所涉及的生物传感器,与上述生物传感器100相同,当指尖与第一心电电极130的表面相接触时,从发光元件121、122射出的光经由发光元件密封部176、粘接层185、以及基材157射入到指尖。接着,透过指尖的光经由基材157、粘接层185、以及光接收元件密封部177被光接收元件123接收。由此获取指尖的光电脉搏波信号。与此同时,分别检测出与第一心电电极130接触的指尖的电位,以及与第二心电电极140(省略图示)接触的指尖的电位。

[0099] 这里,根据构成本变形例所涉及的生物传感器的传感器单元115,在发光元件密封

部176与光接收元件密封部177之间设置有遮光部178。由此,从发光元件121、122直接入射到光接收元件123的光被该遮光部178隔断。另一方面,从发光元件121、122射出的光的一部分进入粘接层185及基材157中,并在该粘接层185及基材157中向光接收元件123侧传输。这里,根据传感器单元115,将粘接层185的折射率设定为高于基材157的折射率,并且还将发光元件密封部176、光接收元件密封部177、以及遮光部178的上表面175e形成得较为粗糙,使得通过该粘接层185中的杂散光发生散射。由此,进入粘接层185及基材157的杂散光在基材157与粘接层185的边界发生反射,并在折射率较高的粘接层185中前进。此时,由于发光元件密封部176、光接收元件密封部177、以及遮光部178的上表面175e形成得较为粗糙,因此,在粘接层185中前进的杂散光因该面175e而发生散射,从而进入光接收元件123的杂散光得以减少。其结果是,在同时获取光电脉搏波信号及指尖的电位(心电)的生物传感器中,能够减少未透过指尖就被光接收元件接收的杂散光。

[0100] 以上,对实施方式1及其变形例进行了说明,但本发明并不限于上述实施方式,可以进行各种变形。例如,在上述实施方式中,使用通过镀覆、薄膜/厚膜工艺、轧制等形成的金属薄膜来作为第一及第二心电电极130、140,但第一及第二心电电极130、140也可以通过例如丝网印刷银糊料等来形成。

[0101] 此外,发光元件密封部171、176,光接收元件密封部172、177,以及遮光部173、178的形状不限于上述形状。例如,遮光部也可以形成为壁状(平板状)。此外,发光元件密封部171、176也可以露出密封部170、175的发光元件121、122侧的侧面170a。同样,光接收元件密封部172、177也可以露出密封部170、175的光接收元件123侧的侧面170b。

[0102] 并且,在上述实施方式中,设为具有两个发光元件,但也可以具有一个发光元件,也可以具有三个以上的发光元件。此外,在上述实施方式中,构成为在一个基材150、157上配置第一心电电极130和第二心电电极140,但也可以将第一心电电极130和第二心电电极140配置在不同的基材上。

[0103] 在上述实施方式1中,将第一心电电极130的背面130a形成得较为粗糙,但也可以构成为将基材150的背面150b形成得较为粗糙,以取代将第一心电电极130的背面130a形成得较为粗糙,或者在将第一心电电极130的背面130a形成的较为粗糙的基础上,将基材150的背面150b也形成得较为粗糙。

[0104] 这里,在上述变形例中,采用同时获取光电脉搏波信号及心电的结构,但在不获取心电的情况下,即仅测量光电脉搏波的情况下,由于不需要第一心电电极130及第二心电电极140,因此可以省略该第一心电电极130及第二心电电极140。

[0105] (实施方式2)

[0106] 接着,同时使用图5及图6对实施方式2所涉及的生物传感器200的结构进行说明。这里,对于与上述实施方式1所涉及的生物传感器100相同/同样的结构简化其说明,而主要说明其不同点。图5是实施方式2所涉及的生物传感器200的纵向剖视图。另外,图5示出沿图6的V-V线的剖面。图6是构成生物传感器200的传感器单元210的俯视图。

[0107] 生物传感器200是通过指尖等的接触来同时检测出例如心电、脉搏、氧饱和度等生物信息的传感器。生物传感器200利用血液中血红蛋白的吸光特性来以光学的方式测量脉搏、氧饱和度等,与此同时,使用两个电极230、240来以电的方式测量伴随着心脏活动而产生的电位的变化(心电)。

[0108] 因此,生物传感器200构成为包括:两个发光元件221、222、光接收元件223、第一心电电极230、第二心电电极240、基材250、布线基板260、密封部270、以及粘接层280。

[0109] 基材250形成为带状,在其主面250a上配置有第一心电电极230及第二心电电极240。第一心电电极230配置在基材250的一个端部区域251,第二心电电极240配置在另一个端部区域252。发光元件221、222和光接收元件223、布线基板260、密封部270、及粘接层280与第一心电电极230一起一体形成在基材250的一个端部区域251上。下面,为方便说明,将这种一体形成的单元称为传感器单元210。该传感器单元210形成为大致呈长方体状。在图5中,为便于说明,相对放大了高度方向的尺寸来进行描绘。

[0110] 发光元件221、222及光接收元件223安装在形成为矩形的布线基板260的主面260a上。发光元件221、222配置在主面260a上的一个端部,沿布线基板260的短边方向排列。另一方面,光接收元件223配置在主面260a上的另一个端部侧。发光元件221、222与光接收元件223之间的距离设为例如4~20mm左右。

[0111] 为了获得表示血液中氧饱和度的氧合血红蛋白与脱氧血红蛋白的存在比,两个发光元件221、222分别射出不同波长的光。例如,一个发光元件221射出氧合血红蛋白的吸光系数较高的红外光附近的光。另一个发光元件222射出脱氧血红蛋白的吸光系数较高的红外线附近的光。

[0112] 作为发光元件221、222,可以使用LED、VCSEL、或谐振器型LED等。作为光接收元件223,优选使用光电二极管或光电晶体管等。

[0113] 密封部270形成在布线基板260的主面260a上,呈长方体形状,该密封部270由密封发光元件221、222的发光元件密封部271、密封光接收元件223的光接收元件密封部272、以及遮光部273构成。

[0114] 发光元件密封部271利用透光性树脂形成,呈剖面大致为椭圆弧的柱状,并对发光元件221、222进行密封。发光元件密封部271露出密封部270的发光元件221、222侧的侧面270a。并且,光接收元件密封部272利用透光性树脂形成,呈剖面大致为椭圆弧的柱状,并对光接收元件223进行密封。光接收元件密封部272露出密封部270的光接收元件223侧的侧面270b。这里,作为形成发光元件密封部271及光接收元件密封部272的透光性树脂,可使用例如透明的环氧树脂等。

[0115] 遮光部273通过向布线基板260的主面260a上的、发光元件密封部271与光接收元件密封部272之间的区域、以及发光元件密封部271与光接收元件密封部272周围的区域内填充具有遮光性的树脂而形成。该遮光部273界定了密封部270的两个侧面270c、270d。另外,对于遮光部273,优选使用例如含有碳黑等具有遮光性的粉末的环氧树脂等。另外,也可以以覆盖发光元件密封部271的全周面及光接收元件密封部272的全周面的方式形成遮光部(参照上述实施方式1)。

[0116] 上述发光元件密封部271、光接收元件密封部272、以及遮光部273各自上方的表面界定了密封部270的上表面270e。配置有第一心电电极230的基材250的一个端部区域251通过粘接层280与密封部270的上表面270e相粘接。

[0117] 第一心电电极230是形成为矩形的薄膜状平面电极,配置在基材250的一个端部区域251。这里,第一心电电极230配置在基材250的主面250a上,且从布线基板260的主面260a的法线方向10观察时,第一心电电极230位于发光元件221、222与光接收元件123之间。此

外,从上述主面260a的法线方向10观察时,第一心电电极230配置在不与发光元件221、222及光接收元件223重合的位置,且第一心电电极230不与发光元件密封部271的开口部271a及光接收元件密封部272的开口部272a重合的位置。另外,第一心电电极230及第二心电电极240由例如通过镀覆、薄膜/厚膜工艺、轧制等形成的金属薄膜构成。

[0118] 作为粘接层280,优选使用例如不具有内芯材料的双面胶带等。另外,作为粘接层280,也可以使用例如由具有透光性的聚酰亚胺、PET等形成的内芯材料,和形成在该内芯材料的两面的、由具有透光性的丙烯酸类树脂形成的粘接层所构成的双面胶带等。

[0119] 粘接层280被完全分割成发光元件221、222侧和光接收元件223侧的两个区域。即,粘接层280由位于发光元件221、222侧的第一粘接部284、以及位于光接收元件223侧的第二粘接部285构成。

[0120] 第一粘接部284和第二粘接部285分别形成为梯形状。于是,如图6所示的那样,第一粘接部284和第二粘接部285隔开一定的间隔,以梯形的上底与下底相反的方式进行配置。另外,在图6中,施加有阴影的构件表示第一粘接部284和第二粘接部285。

[0121] 这里,将第一粘接部284与第二粘接部285之间的区域称为分割区域286。第一粘接部284中面向分割区域286的第一分割面284a的延伸方向与第二粘接部285中面向分割区域286的第二分割面285a的延伸方向平行。这里,将第一及第二分割面284a、285a的延伸方向称为分割方向14。

[0122] 这里,参照图7,对粘接层280中杂散光的传输路径进行说明。图7是用于说明分割后的粘接层280中杂散光的传输路径的图。通常,在粘接层280中,从发光元件221、222侧向光接收元件223侧前进的杂散光在分割区域286发生反射或折射。

[0123] 特别是在例如基材250由树脂形成,分割区域286由空气形成的情况下,如图7所示的那样,当将分割角度 θ (详细内容将在后文中描述)设定为 50° 以下时,在粘接层280中传输的杂散光几乎全部在分割区域286从朝向光接收元件223的方向脱离。即,例如像杂散光16、17那样在第一粘接部284与分割区域286之间的边界面上发生反射。

[0124] 这里,在图8中示出分割方向14与假想直线15所形成的角度(劣角)(下面称为“分割角度”) θ 与透过率之间的关系。假想直线15是在与布线基板260的主面260a相平行的平面上,与将发光元件221、222和光接收元件223相连接的直线相平行的直线。另外,在本实施方式中,由于存在两个发光元件,因此将假想直线15设为平行于方向11的直线,其中,该方向11是将发光元件221和发光元件222之间的中间点与光接收元件223相连接的方向。

[0125] 在图8中,横轴为分割角度 θ ,纵轴为透过率。在图8中,对于折射率为1.40、1.45、1.50、1.55、1.60以及1.65的粘接层280(双面胶带),分别示出分割角度 θ 与透过率的关系。透过率越低表示通过粘接层280后被接收的杂散光的量越小。

[0126] 如图8所示,当分割角度 θ 在 50° 以下时,在折射率为1.40~1.65的所有的粘接层280中,透过率变得较低。因此,优选将分割区域286形成为使得分割角度 θ 在 50° 以下。

[0127] 在利用生物传感器200来进行生物信息的测量时,从发光元件221、222射出的光透过发光元件密封部271,从开口部271a射入粘接层280,而后通过该粘接层280及基材250射入到指尖。射入指尖并透过该指尖的光通过基材250及粘接层280射入光接收元件密封部272的开口部272a。接着,透过光接收元件密封部272,最后被光接收元件223接收。由此获得透过指尖的光的强度变化,以作为光电脉搏波信号。此外,与此同时,利用第一心电电极230

及第二心电电极240获得指尖的电位(心电)。即,利用生物传感器200同时获取光电脉搏波信号及心电。

[0128] 这里,根据本实施方式所涉及的生物传感器200,在发光元件密封部271与光接收元件密封部272之间设置有遮光部273。由此,从发光元件221、222直接入射到光接收元件223的光被该遮光部273隔断。另一方面,从发光元件221、222射出的光的一部分进入粘接层280及基材250中,并在该粘接层280及基材250中向光接收元件223侧传输。这里,根据生物传感器200,粘接层280被分割成发光元件221、222侧和光接收元件223侧。由此,粘接层280中从发光元件221、222侧向光接收元件223侧前进的杂散光在分割后的粘接层284、285的端面284a、285a上发生反射或折射。由此,在粘接层280中通过并进入光接收元件223的杂散光得以减少。另外,在基材250中传输的杂散光由于传输至第二心电电极240侧,因此不会进入光接收元件223。其结果是,在同时获取光电脉搏波及生物体电位的生物传感器200中,能够减少未透过生物体(指尖)就被光接收元件接收的杂散光。

[0129] 此外,根据本实施方式,由于将粘接层280进行了分割,使得分割角度 θ 在 50° 以下,因此在分割后的端面284a、285a上的反射率变大。因此,能够进一步减少通过粘接层280并被接收的杂散光。

[0130] 此外,根据本实施方式,由于粘接层280被完全分割成发光元件221、222侧和光接收元件223侧,因此,与粘接层280的一部分相连的情况相比,反射或折射的光的量增多。由此,能够更进一步减少未透过生物体(指尖)就通过粘接层280并被接收的杂散光。

[0131] 以上,对实施方式2所涉及的生物传感器200进行了说明,但本发明并不限于上述实施方式,可以进行各种变形。例如,在上述实施方式中,采用粘接层280被完成分割成第一粘接部284和第二粘接部285的结构,但并不限于这种结构。也可以将粘接层280的至少一部分分割成发光元件221、222侧和光接收元件223侧,例如,可以使第一粘接部284与第二粘接部285的一部分相连。

[0132] 此外,在上述实施方式中,第一粘接部284与第二粘接部285形成为相同的形状,但也可以形成为不同的形状。此外,第一粘接部284所具有的第一分割面284a的延伸方向、与第二粘接部285所具有的第二分割面285a的延伸方向也可以不一定相互平行。

[0133] 并且,对于生物传感器200的结构,也可以与上述实施方式1所涉及的生物传感器100的特征进行组合。即,在将与第一心电电极230的基材250的粘接面形成得较为粗糙的同时,也可以将基材250的折射率设定为高于粘接层280的折射率。在这种情况下,杂散光容易在折射率较高的基材250中传输。于是,在基材250中传输的杂散光在粗糙表面发生散射。因此,在这种情况下,能够进一步减少透过基材250和粘接层280的杂散光。

[0134] 另一方面,在将密封部270的上表面形成得较为粗糙的同时,也可以将粘接层280的折射率设定为高于基材250的折射率。在这种情况下,杂散光容易在折射率较高的粘接层280中传输。于是,在粘接层280中传输的杂散光在粗糙表面发生散射。由此,能够进一步减少透过粘接层280的杂散光。

[0135] 在上述实施方式中,使用双面胶带来作为粘接层280,但也可以使用树脂等的粘接剂进行粘接。此外,在上述实施方式中,设为具有两个发光元件,但发光元件的个数可以是一个,也可以是三个以上。并且,在上述实施方式中,设为在一个基材250上配置第一心电电极230和第二心电电极240,但也可以将第一心电电极230和第二心电电极240配置在不同的

基材上。

[0136] 这里,在上述实施方式中,采用同时获取光电脉搏波及心电的结构,但在不获取心电的情况下,即仅测量光电脉搏波的情况下,由于不需要第一心电电极230及第二心电电极240,因此可以省略该第一心电电极230及第二心电电极240。

[0137] (实施方式3)

[0138] 接着,同时使用图9及图10对实施方式3所涉及的生物传感器300的结构进行说明。这里,对于与上述实施方式2所涉及的生物传感器200相同/同样的结构省略其说明,仅主要说明其不同点。图9是生物传感器300的纵向剖视图。图9示出沿图10的IX-IX的剖面。图10是构成生物传感器300的传感器单元310的俯视图。

[0139] 生物传感器300构成为包括:两个发光元件321、322、光接收元件323、第一心电电极330、第二心电电极340、基材350、布线基板360、密封部370、以及粘接层380。发光元件321、322、光接收元件323、第一心电电极330、基材350的一个端部区域351、布线基板360、密封部370、以及粘接层380构成为一体。下面,为方便说明,将这种一体形成的单元称为传感器单元310。

[0140] 生物传感器300与上述生物传感器200相比,其特征在于粘接层380的透过性。另外,粘接层380没有被分割。其他的结构由于与生物传感器200相同,因此进行简单地说明。发光元件321、322及光接收元件323安装在布线基板360的主面360a上。密封部370具有发光元件密封部371、光接收元件密封部372、以及遮光部373。

[0141] 发光元件密封部371由透光性树脂形成,对发光元件321、322进行密封。光接收元件密封部372由透光性树脂形成,对光接收元件323进行密封。遮光部373通过向发光元件密封部371与光接收元件密封部372之间的区域、以及发光元件密封部371与光接收元件密封部372周围的区域内填充具有遮光性的树脂而形成。发光元件密封部371的开口部371a及光接收元件密封部372的开口部372a与粘接层380相接触。

[0142] 配置有第一心电电极330的基材350的一个端部区域351通过粘接层380与密封部370的上表面370e相粘接。第一心电电极330配置在基材350的主面350a上,使得在从布线基板360的主面360a的法线方向10观察时,第一心电电极330不与发光元件321、322及光接收元件323重合。此外,第一心电电极330位于基材350的主面350a上的、从法线方向10观察时发光元件321、322与光接收元件323之间的位置上。

[0143] 粘接层380具有透光性,且将其光透过率设定为低于基材350的光透过率。粘接层380由具有内芯材料381、以及形成在该内芯材料381的两个面上的粘接层382、383的双面胶带构成。内芯材料381由纸或无纺布形成。通过利用纸或无纺布构成内芯材料381,能够使沿粘接层380的厚度方向和长边方向传输的光的透过率实质上小于沿基材350的厚度方向和长边方向传输的光的透过率。另外,粘接层382、383由例如丙烯酸类树脂等形成。

[0144] 由于内芯材料381较薄,因此对于沿内芯材料381的厚度方向(上下方向)前进的光,相对而言其透过率较高。因此,从发光元件321、322向上方前进的光以及向下方前进至光接收元件323的光相对较好地透过粘接层380。由此,从发光元件321、322射出的光能够在往上的方向上透过粘接层380,从而射入生物体。此外,从生物体射出的光能够在往下的方向上透过粘接层380,从而射入光接收元件323。此外,对于沿长边方向在粘接层380中传输的杂散光,由于距离较长,因而得到有效地减少。

[0145] 根据本实施方式所涉及的生物传感器300,当指尖与第一心电电极330的表面相接触时,从发光元件321、322射出的光通过发光元件密封部371射入指尖。接着,透过指尖的光通过光接收元件密封部372被光接收元件323接收。由此获取指尖的光电脉搏波信号。与此同时,分别检测出与第一心电电极330接触的指尖的电位,以及与第二心电电极340接触的指尖的电位。

[0146] 另一方面,根据本实施方式所涉及的生物传感器300,将粘接层380的光透过率设定为低于基材350的光透过率。由此,进入粘接层380的杂散光随着在粘接层380中从发光元件321、322侧向光接收元件323侧传输而得以衰减,从而减少了进入光接收元件323的杂散光。另外,在基材350中传输的杂散光由于传输至第二心电电极340侧,因此不会进入光接收元件323。其结果是,在同时获取光电脉搏波及指尖的电位(心电)的生物传感器中,能够减少未透过指尖就被光接收元件接收的杂散光。

[0147] 特别是,根据本实施方式所涉及的生物传感器300,构成粘接层380的内芯材料381由纸或无纺布形成。由此,在内芯材料381的厚度方向上光相对较容易透过,而在内芯材料381的长边方向上光难以透过。由此,能够使从发光元件321、322射入到生物体的光和从生物体射入到光接收元件323的光透过,从而减少了在内芯材料381中从发光元件321、322侧向光接收元件323侧传输的杂散光。

[0148] 以上,对实施方式3进行了说明,但本发明并不限于上述实施方式,可以进行各种变形。例如,在上述实施方式中,使用了双面胶带来作为粘接层380,但也可以使用例如光透过率经过调整后的树脂等粘接剂来代替双面胶带。

[0149] 此外,对于生物传感器300的结构,也可以与上述实施方式1所涉及的生物传感器100的特征进行组合。即,在将与第一心电电极330的基材350的粘接面形成得较为粗糙的同时,也可以将基材350的折射率设定为高于粘接层380的折射率。在这种情况下,杂散光容易在折射率较高的基材350中传输。于是,在基材350中传输的杂散光在粗糙表面发生散射。因此,在这种情况下,能够进一步减少透过基材350和粘接层380的杂散光。此外,在将密封部370的上表面形成得较为粗糙的同时,也可以将粘接层380的折射率设定为高于基材350的折射率。在这种情况下,也能够进一步减少透过基材350和粘接层380的杂散光。

[0150] 并且,对于生物传感器300的结构,也可以与上述实施方式2所涉及的生物传感器200的特征进行组合。即,也可以将粘接层380分割成发光元件321、322侧和光接收元件323侧。在这种情况下,粘接层380中从发光元件321、322侧向光接收元件323侧传输的杂散光的一部分在分割后的部位发生反射或折射。由此,能够更进一步减少未透过生物体就透过粘接层380并被接收的杂散光。此时,若以分割角度 θ 为 50° 以下的方式形成分割方向,则由于分割后的部位处反射率较高,因此能够更有效地减少杂散光。

[0151] 这里,在本实施方式中,采用同时获取光电脉搏波及心电的结构,但在不获取心电的情况下,即仅测量光电脉搏波的情况下,由于不需要第一心电电极330及第二心电电极340,因此可以省略该第一心电电极330及第二心电电极340。

[0152] (实施方式4)

[0153] 接着,同时使用图11、图12对实施方式4所涉及的生物传感器400的结构进行说明。图11是生物传感器400的纵向剖面。另外,图11示出沿图12的XI-XI线的剖面。图12是构成生物传感器400的传感器单元410的俯视图。

[0154] 生物传感器400是通过指尖等的接触来同时检测出(测量)例如脉搏、氧饱和度等生物信息的传感器。生物传感器400利用血液中血红蛋白的吸光特性来以光学方式测量脉搏、氧饱和度等。

[0155] 由此,生物传感器400构成为包括:两个发光元件421、422、光接收元件423、布线基板460、密封部470、以及盖板490。

[0156] 布线基板460形成为矩形的板状。在布线基板460上一体形成发光元件421、422、光接收元件423、密封部470、以及盖板490。下面,为方便说明,将这种一体形成的单元称为传感器单元410。该传感器单元410大致呈长方体状。在图11中,为便于说明,相对放大了高度方向的尺寸来进行描绘。另外,传感器单元410通过例如嵌入由不透明树脂形成的壳体900上所形成的矩形的孔内并进行粘接,而被安装在壳体900上。

[0157] 发光元件421、422及光接收元件423安装在形成为矩形的布线基板460的主面460a上。发光元件421、422配置在主面460a上的一个端部,沿布线基板460的短边方向排列。另一方面,光接收元件423配置在主面460a上的另一个端部。发光元件421、422与光接收元件423之间的距离设为例如4~20mm左右。

[0158] 为了获得表示血液中氧饱和度的氧合血红蛋白与脱氧血红蛋白的存在比,两个发光元件421、422分别射出不同波长的光。例如,一个发光元件421射出氧合血红蛋白的吸光系数较高的红外光附近的光。另一个发光元件422射出脱氧血红蛋白的吸光系数较高的红外线附近的光。

[0159] 作为发光元件421、422,可以使用LED、VCSEL(Vertical Cavity Surface Emitting LASER:垂直腔面发射激光器)、或谐振器型LED等。作为光接收元件423,优选使用光电二极管或光电晶体管等。

[0160] 密封部470形成在布线基板460的主面460a上,呈长方体形状,该密封部470由密封发光元件421、422的发光元件密封部471、密封光接收元件423的光接收元件密封部472、以及遮光部473构成。

[0161] 发光元件密封部471由透光性树脂形成,呈圆柱状,对发光元件421、422进行密封。并且,光接收元件密封部472由透光性树脂形成,呈圆柱状,对光接收元件423进行密封。这里,作为形成发光元件密封部471及光接收元件密封部472的透光性树脂,可使用例如透明的环氧树脂等。

[0162] 遮光部473通过向布线基板460的主面460a上的、发光元件密封部471与光接收元件密封部472之间的区域、以及发光元件密封部471与光接收元件密封部472周围的区域内填充具有遮光性的树脂而形成。该遮光部473界定了密封部470的四个侧面。另外,对于遮光部473,优选使用例如含有碳黑等具有遮光性的粉末的环氧树脂等。

[0163] 上述发光元件密封部471、光接收元件密封部472、以及遮光部473各自的上表面界定了密封部470的上表面470e。在密封部470的上表面470e上安装有具有透光性的盖板490。盖板490具有与密封部470的上表面470e相同的形状及相同的大小,与密封部470的上表面470e相重合。即,盖板490覆盖发光元件密封部471的开口部471a和光接收元件密封部472的开口部472a。

[0164] 盖板490的发光元件421、422侧的端部494位于比发光元件密封部471的开口部471a更靠外侧(侧面470a侧)的位置。即,将盖板490的端部494配置为从布线基板460的主面

460a的法线方向10观察时不与开口部471a重合。

[0165] 此外,盖板490的光接收元件423侧的端部495位于比光接收元件密封部472的开口部472a更靠外侧(侧面470b侧)的位置。即,将盖板490的端部495配置为从主面460a的法线方向10观察时不与开口部472a重合。

[0166] 这里,盖板490由例如具有透光性的丙烯酸或聚碳酸酯、PET(聚对苯二甲酸乙二醇酯)等形成。将盖板490的与密封部470相接触的面(下表面)的中央部(从布线基板460的主面460a的法线方向10观察时,不与发光元件密封部471的开口部471a及光接收元件密封部472的开口部472a重合的区域(参照图12))形成得较为粗糙,使得在盖板490中传输的光(杂散光)发生散射。这里,盖板490形成为厚度为0.1~2mm左右的板状,优选其表面粗糙度为例如#100以下的研磨面的同等以上。即,优选中心线平均粗糙度Ra在几 μm 以下(更优选在1 μm 以下)。另外,以下,将盖板490的形成得较为粗糙的区域称为粗糙面490a。

[0167] 通过使生物体的部位、例如被检测者的左手的指尖与生物传感器400相接触来利用生物传感器400进行生物信息的测量。在测量生物信息时,从发光元件421、422射出的光透过发光元件密封部471,从开口部471a射入盖板490,而后通过该盖板490射入到指尖。

[0168] 射入指尖并透过该指尖的光通过盖板490射入光接收元件密封部472的开口部472a。接着,透过光接收元件密封部472,最后被光接收元件423接收。由此获得透过指尖的光的强度变化,以作为光电脉搏波信号。此时,由于从两个发光元件421、422射出波长互不相同的光,因此可获得关于这两种波长的透射光强度。

[0169] 然而,在发光元件421、422与指尖12之间存在有具有透光性的盖板490。由此,从发光元件421、422中射出的光的一部分在盖板490中向光接收元件423的方向传输。这里,根据生物传感器400,盖板490的背面490a形成得较为粗糙,使得在该盖板490中通过的光发生散射。因此,进入盖板490的光(杂散光)边发生反射边在盖板490中前进,此时在背面490a的粗糙区域发生散射。由此,进入光接收元件423的杂散光得以减少。

[0170] 如上所述说明的那样,根据本实施方式所涉及的生物传感器400,当指尖与生物传感器400的表面相接触时,从发光元件421、422射出的光经由发光元件密封部471、以及盖板490射入到指尖。接着,透过指尖12的光经由盖板490、以及光接收元件密封部472被光接收元件423接收。由此获取指尖的光电脉搏波信号。

[0171] 这里,根据生物传感器400,在发光元件密封部471与光接收元件密封部472之间设置有遮光部473。由此,从发光元件421、422直接入射到光接收元件423的光被该遮光部473隔断。此外,进入盖板490的光边发生反射边在盖板490中前进,此时,通过将盖板490的背面490a形成得较为粗糙,使得在盖板490中前进的杂散光因该背面490a而发生散射,从而进入光接收元件423的杂散光得以减少。上述的结果是,在获取光电脉搏波的生物传感器400中,能够减少未透过指尖12就被接收的杂散光。

[0172] 另外,在本实施方式中,将盖板490的下表面(底面)形成得较为粗糙,但也可以将盖板490的上表面形成得较为粗糙以替代盖板490的下表面,或者除了盖板490的下表面之外,还将上表面形成得较为粗糙。

[0173] (实施方式5)

[0174] 接着,同时使用图13及图14对实施方式5所涉及的生物传感器500的结构进行说明。这里,对于与上述实施方式4所涉及的生物传感器400相同/同样的结构简化其说明,仅

主要说明其不同点。图13是实施方式5所涉及的生物传感器500的纵向剖视图。另外，图13示出沿图14的XIII-XIII线的剖面。图14是构成生物传感器500的传感器单元510的俯视图。

[0175] 生物传感器500是通过指尖等的接触来同时检测出(测量)例如脉搏、氧饱和度等生物信息的传感器。生物传感器500利用血液中血红蛋白的吸光特性来以光学方式测量脉搏、氧饱和度等。

[0176] 由此，生物传感器500构成为包括：两个发光元件521、522、光接收元件523、布线基板560、密封部570、以及盖板590。

[0177] 布线基板560形成为矩形的板状。在布线基板560上一体形成发光元件521、522和光接收元件523、密封部570、以及盖板590。下面，为方便说明，将这种一体形成的单元称为传感器单元510。该传感器单元510大致呈长方体状。在图13中，为便于说明，相对放大了高度方向的尺寸来进行描绘。另外，传感器单元510通过例如嵌入由不透明树脂形成的壳体900上所形成的矩形的孔内并进行粘接，而被安装在壳体900上。

[0178] 发光元件521、522及光接收元件523安装在形成为矩形的布线基板560的主面560a上。发光元件521、522配置在主面560a上的一个端部，沿布线基板560的短边方向排列。另一方面，光接收元件523配置在主面560a上的另一个端部。发光元件521、522与光接收元件523之间的距离设为例如4~20mm左右。

[0179] 为了获得表示血液中氧饱和度的氧合血红蛋白与脱氧血红蛋白的存在比，两个发光元件521、522分别射出不同波长的光。例如，一个发光元件521射出氧合血红蛋白的吸光系数较高的红外光附近的光。另一个发光元件522射出脱氧血红蛋白的吸光系数较高的红外线附近的光。

[0180] 作为发光元件521、522，可以使用LED、VCSEL、或谐振器型LED等。作为光接收元件523，优选使用光电二极管或光电晶体管等。

[0181] 密封部570形成在布线基板560的主面560a上，呈长方体形状，该密封部570由密封发光元件521、522的发光元件密封部571、密封光接收元件523的光接收元件密封部572、以及遮光部573构成。

[0182] 发光元件密封部571由透光性树脂形成，呈圆柱状，对发光元件521、522进行密封。并且，光接收元件密封部572由透光性树脂形成，呈圆柱状，对光接收元件523进行密封。这里，作为形成发光元件密封部571及光接收元件密封部572的透光性树脂，可使用例如透明的环氧树脂等。

[0183] 遮光部573通过向布线基板560的主面560a上的、发光元件密封部571与光接收元件密封部572之间的区域、以及发光元件密封部571与光接收元件密封部572周围的区域内填充具有遮光性的树脂而形成。该遮光部573界定了密封部570的四个侧面。另外，对于遮光部573，优选使用例如含有碳黑等具有遮光性的粉末的环氧树脂等。

[0184] 上述发光元件密封部571、光接收元件密封部572、以及遮光部573各自的上表面界定了密封部570的上表面570e。在密封部570的上表面570e上安装有具有透光性的盖板590。

[0185] 盖板590被完全分割成发光元件521、522侧和光接收元件523侧的两个区域。即，盖板590由位于发光元件521、522侧的第一盖板构件594、以及位于光接收元件523侧的第二盖板构件595构成。第一盖板构件594及第二盖板构件595分别由例如丙烯酸或聚碳酸酯、PET(聚对苯二甲酸乙二醇酯)等形成。

[0186] 第一盖板构件594和第二盖板构件595分别形成为梯形状。于是,如图14所示的那样,第一盖板构件594和第二盖板构件595隔开一定的间隔,以梯形的上底与下底相反的方式进行配置。

[0187] 这里,将第一盖板构件594与第二盖板构件595之间的区域称为分割区域596。第一盖板构件594中面向分割区域596的第一分割面594a的延伸方向与第二盖板构件595中面向分割区域596的第二分割面595a的延伸方向平行。这里,将第一及第二分割面594a、595a的延伸方向称为分割方向14。

[0188] 通常,在盖板590中,从发光元件521、522侧向光接收元件523侧前进的杂散光在分割区域596发生反射或折射。特别是如图14所示的那样,当将分割角度 θ 设定为 50° 以下时,在盖板590中传输的杂散光几乎全部在分割区域596从朝向光接收元件523的方向射出。即,例如像杂散光16、17那样,在第一盖板构件594与分割区域596之间的边界面上发生反射。

[0189] 由此,优选将分割区域596形成为使得分割方向14与假想直线15所形成的角度(劣角) θ (分割角度)在 50° 以下。假想直线15是在与布线基板560的主面560a相平行的平面上,与将发光元件521、522和光接收元件523相连接的直线相平行的直线。另外,在本实施方式中,由于存在两个发光元件,因此将假想直线15设为与方向11相平行的直线,该放下11是将发光元件521和发光元件522之间的中间点与光接收元件523相连接的方向。

[0190] 在利用生物传感器500来进行生物信息的测量时,从发光元件521、522射出的光透过发光元件密封部571,从开口部571a射入盖板590,而后通过该盖板590射入到指尖。射入指尖并透过该指尖的光通过盖板590射入光接收元件密封部572的开口部572a。接着,透过光接收元件密封部572,最后被光接收元件523接收。由此获得透过指尖的光的强度变化,以作为光电脉搏波信号。

[0191] 这里,根据本实施方式所涉及的生物传感器500,在发光元件密封部571与光接收元件密封部572之间设置有遮光部573。由此,从发光元件521、522直接入射到光接收元件523的光被该遮光部573隔断。另一方面,从发光元件521、522中射出的光的一部分在盖板590中传输。这里,根据生物传感器500,盖板590被分割成发光元件521、522侧和光接收元件523侧。由此,盖板590中从发光元件521、522侧向光接收元件523侧前进的杂散光在分割后的第一及第二盖板构件594、595的端面594a、595a上发生反射或折射。由此,在盖板590中通过并进入光接收元件523的杂散光得以减少。上述的结果是,在获取光电脉搏波的生物传感器500中,能够减少未透过生物体(指尖)就被接收的杂散光。

[0192] 此外,根据本实施方式,由于将盖板590进行了分割,使得分割角度 θ 在 50° 以下,因此在分割后的端面594a、595a上的反射率变大。因此,能够进一步减少通过盖板590并被接收的杂散光。

[0193] 此外,根据本实施方式,由于盖板590被完全分割成发光元件521、522侧和光接收元件523侧,因此与盖板590的一部分相连的情况相比,反射或折射的光的量增多。由此,能够更进一步减少未透过生物体(指尖)就通过盖板590并被接收的杂散光。

[0194] 以上,对实施方式5所涉及的生物传感器500进行了说明,但本发明并不限于上述实施方式,可以进行各种变形。例如,在上述实施方式中,采用盖板590被完成分割成第一盖板构件594和第二盖板构件595的结构,但并不限于这种结构。也可以将盖板590的至少一部分分割成发光元件521、522侧和光接收元件523侧,例如,可以使第一盖板构件594与第二盖

板构件595的一部分相连。

[0195] 此外,在上述实施方式中,第一盖板构件594与第二盖板构件595形成为相同的形状,但也可以形成为不同的形状。此外,第一盖板构件594所具有的第一分割面594a的延伸方向、与第二盖板构件595所具有的第二分割面595a的延伸方向也可以不一定相互平行。此外,在图13所示的实施方式中,壳体900进入分割区域596,但并非一定要使壳体900进入分割区域596。

[0196] (实施方式6)

[0197] 接着,同时使用图15~图17对实施方式6所涉及的生物传感器600的结构进行说明。这里,对于与上述实施方式4所涉及的生物传感器400相同/同样的结构简化其说明,仅主要说明其不同点。图15是实施方式6所涉及的生物传感器600的纵向剖视图。另外,图15示出沿图16的XV-XV线的剖面。图16是构成生物传感器600的传感器单元610的俯视图。此外,图17是用于说明形成在盖板690上的凹槽697中杂散光的传输路径的图。

[0198] 生物传感器600是通过指尖等的接触来同时检测出(测量)例如脉搏、氧饱和度等生物信息的传感器。生物传感器600利用血液中血红蛋白的吸光特性来以光学方式测量脉搏、氧饱和度等。

[0199] 由此,生物传感器600构成为包括:两个发光元件621、622、光接收元件623、布线基板660、密封部670、以及盖板690。

[0200] 布线基板660形成为矩形的板状。在布线基板660上一体形成发光元件621、622、光接收元件623、密封部670、以及盖板690。下面,为方便说明,将这种一体形成的单元称为传感器单元610。该传感器单元610大致呈长方体状。在图15中,为便于说明,相对放大了高度方向的尺寸来进行描绘。另外,传感器单元610通过例如嵌入由不透明树脂形成的壳体900上所形成的矩形的孔内并进行粘接,而被安装在壳体900上。

[0201] 发光元件621、622及光接收元件623安装在形成为矩形的布线基板660的主面660a上。发光元件621、622配置在主面660a上的一个端部,沿布线基板660的短边方向排列。另一方面,光接收元件623配置在主面660a上的另一个端部。发光元件621、622与光接收元件623之间的距离设为例如4~20mm左右。

[0202] 为了获得表示血液中氧饱和度的氧合血红蛋白与脱氧血红蛋白的存在比,两个发光元件621、622分别射出不同波长的光。例如,一个发光元件621射出氧合血红蛋白的吸光系数较高的红外光附近的光。另一个发光元件622射出脱氧血红蛋白的吸光系数较高的红外线附近的光。

[0203] 作为发光元件621、622,可以使用LED、VCSEL(Vertical Cavity Surface Emitting LASER:垂直腔面发射激光器)、或谐振器型LED等。作为光接收元件623,优选使用光电二极管或光电晶体管等。

[0204] 密封部670形成在布线基板660的主面660a上,呈长方体形状,该密封部670由密封发光元件621、622的发光元件密封部671、密封光接收元件623的光接收元件密封部672、以及遮光部673构成。

[0205] 发光元件密封部671由透光性树脂形成,呈圆柱状,对发光元件621、622进行密封。并且,光接收元件密封部672由透光性树脂形成,呈圆柱状,对光接收元件623进行密封。这里,作为形成发光元件密封部671及光接收元件密封部672的透光性树脂,可使用例如透明

的环氧树脂等。

[0206] 遮光部673通过向布线基板660的主面660a上的、发光元件密封部671与光接收元件密封部672之间的区域、以及发光元件密封部671与光接收元件密封部672周围的区域内填充具有遮光性的树脂而形成。该遮光部673界定了密封部670的四个侧面。另外,对于遮光部673,优选使用例如含有碳黑等具有遮光性的粉末的环氧树脂等。

[0207] 上述发光元件密封部671、光接收元件密封部672、以及遮光部673各自的上表面界定了密封部670的上表面670e。在密封部670的上表面670e上安装有具有透光性的盖板690。盖板690具有与密封部670的上表面670e相同的形状及相同的大小,与密封部670的上表面670e相重合。即,盖板690覆盖发光元件密封部671的开口部671a和光接收元件密封部672的开口部672a。

[0208] 盖板690的发光元件621、622侧的端部694位于比发光元件密封部671的开口部671a更靠外侧(侧面670a侧)的位置。即,将盖板690的端部694配置为从布线基板660的主面660a的法线方向10观察时不与开口部671a重合。

[0209] 此外,盖板690的光接收元件623侧的端部695位于比光接收元件密封部672的开口部672a更靠外侧(侧面670b侧)的位置。即,将盖板690的端部695配置为从主面660a的法线方向10观察时不与开口部672a重合。

[0210] 这里,盖板690由例如具有透光性的丙烯酸或聚碳酸酯、PET(聚对苯二甲酸乙二醇酯)等形成。在盖板690的与密封部670相接触的面(下表面)的中央部(从布线基板660的主面660a的法线方向10观察时,不与发光元件密封部671的开口部671a及光接收元件密封部672的开口部672a重合的区域(参照图16))上形成多个凹槽(凹部)697。多个凹槽697沿与如下那样的假想直线相交的方向(本实施方式中为正交方向)来形成,其中,该假想直线通过盖板690且与将发光元件621、622和光接收元件623相连接的直线相平行。

[0211] 在本实施方式中,将透光性盖板690的厚度设为1mm、凹槽697的深度设为0.3mm。此外,将凹槽697的宽度设为0.3mm,凹槽697的间距设为0.6mm。即,在本实施方式中,将凹槽697之间的区域的纵横比(凹槽697的深度与凹槽697之间的距离之比)设定为1(参照图17)。

[0212] 这里,优选凹槽697之间的区域的纵横比约在1以上2以下。其理由如下所述。到达凹槽697的侧面的光射出至外部(即杂散光减少),而到达底面的光在内侧发生反射并折回。即,若降低纵横比(凹槽697变浅),则反射并折回的光增加。因此,若过度增大纵横比,则光难以进入凹槽697,因此优选采用能使光进入凹槽697,并且能容易地到达凹槽697侧面的纵横比。另外,也可以将凹槽697加工得较为粗糙。

[0213] 通过使生物体的部位、例如被检测者的左手的指尖与生物传感器600相接触来利用生物传感器600进行生物信息的测量。

[0214] 在测量生物信息时,从发光元件621、622射出的光透过发光元件密封部671,从开口部671a射入盖板690,而后通过该盖板690射入到指尖。

[0215] 射入指尖并透过该指尖的光通过盖板690射入光接收元件密封部672的开口部672a。接着,透过光接收元件密封部672,最后被光接收元件623接收。由此获得透过指尖的光的强度变化,以作为光电脉搏波信号。此时,由于从两个发光元件621、622射出波长互不相同的光,因此可获得关于这两种波长的透射光强度。

[0216] 然而,在发光元件621、622与指尖12之间存在有具有透光性的盖板690。由此,从发

光元件621、622中射出的光的一部分进入盖板690中,并在该盖板690中向光接收元件623的方向传输。这里,根据生物传感器600,在盖板690的下表面690a上形成有多个凹槽697。由此,如图17所示的那样,进入盖板690的光(杂散光)边发生反射边在盖板690中前进时,到达多个凹槽697的侧面,从该侧面向外部射出。由此,进入光接收元件623的杂散光得以减少。

[0217] 如上详细说明的那样,根据本实施方式,当指尖与生物传感器600的表面相接触时,从发光元件621、622射出的光经由发光元件密封部671、以及盖板690射入到指尖。接着,透过指尖的光经由盖板690、以及光接收元件密封部672,被光接收元件623接收。由此获取指尖12的光电脉搏波信号。

[0218] 这里,根据生物传感器600,在发光元件密封部671与光接收元件密封部672之间设置有遮光部673。由此,从发光元件621、622直接入射到光接收元件623的光被该遮光部673隔断。另一方面,从发光元件621、622中射出的光的一部分进入盖板690中,并在该盖板690中向光接收元件623的方向传输。这里,根据生物传感器600,在盖板690的下表面上形成有多个凹槽697。由此,当进入盖板690的光(杂散光)边发生反射边在盖板690中前进时,到达多个凹槽697的侧面,从该侧面向外部射出。由此,进入光接收元件623的杂散光得以减少。上述的结果是,在获取光电脉搏波的生物传感器600中,能够减少未透过生物体就被接收的杂散光。

[0219] 特别是根据本实施方式,由于将纵横比设定为1,因此光(杂散光)较容易到达凹槽697的侧面,从而能够进一步减少进入光接收元件623的杂散光。

[0220] 以上,对实施方式6所涉及的生物传感器600进行了说明,但本发明并不限于上述实施方式,可以进行各种变形。例如,在上述实施方式中,在盖板690的下表面(底面)上形成了多个凹槽697,但也可以不在盖板690的下表面而在上表面形成凹槽,或者除了盖板690的下表面之外,还在上表面形成凹槽。此外,多个凹槽697也不一定要按等间距(周期性)排列来形成。

[0221] 标号说明

[0222] 100、200、300、400、500、600 生物传感器

[0223] 110、115、210、310、410、510、610 传感器单元

[0224] 121、122、221、222、321、322、421、422、521、522、621、622 发光元件

[0225] 123、223、323、423、523、623 光接收元件

[0226] 130、230、330 第一心电电极

[0227] 140、240、340 第二心电电极

[0228] 150、157、250、350 基材

[0229] 160、260、360、460、560、660 布线基板

[0230] 170、175、270、370、470、570、670 密封部

[0231] 171、271、371、471、571、671 发光元件密封部

[0232] 172、272、372、472、572、672 光接收元件密封部

[0233] 173、273、373、473、573、673 遮光部

[0234] 180、185、280、380 粘接层

[0235] 490、590、690 盖板

[0236] 697 凹槽

[0237] 14 分割方向

[0238] 15 假想直线

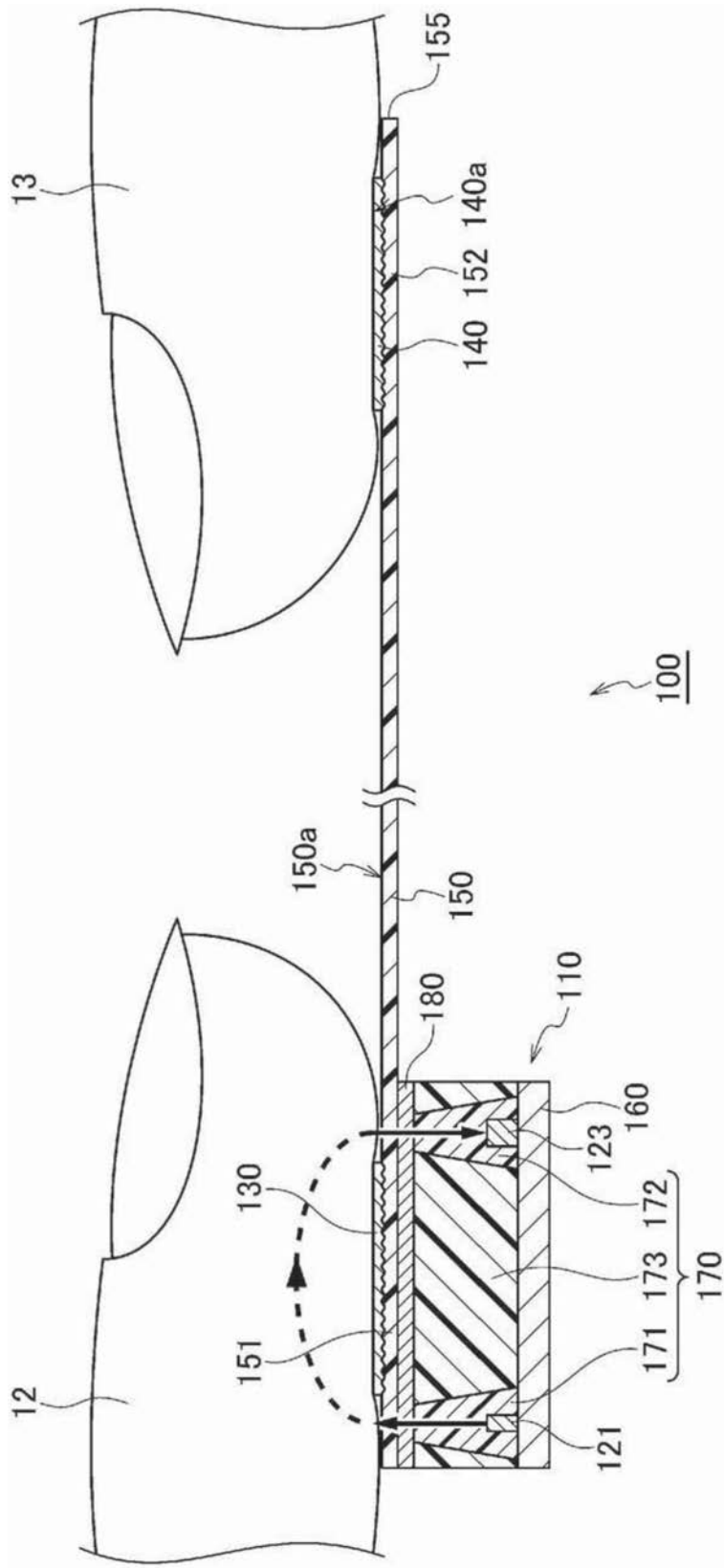


图1

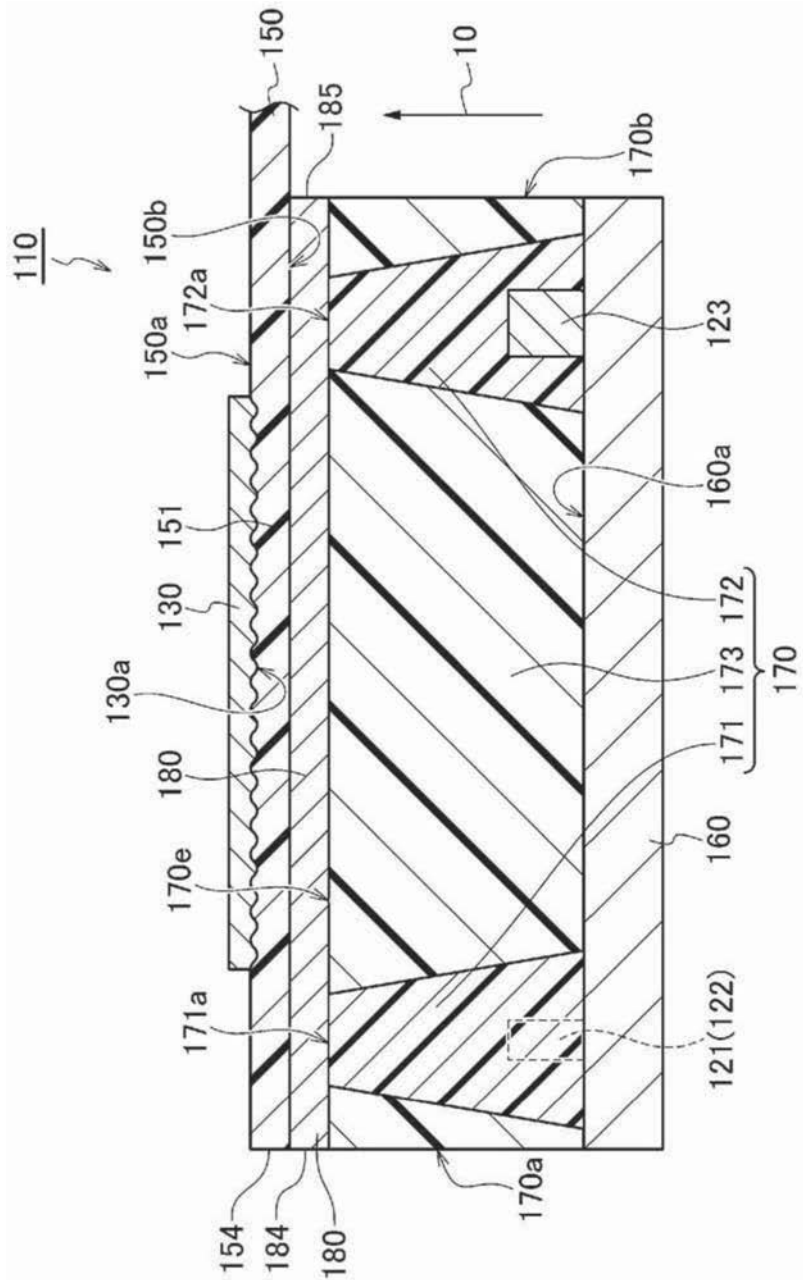


图2

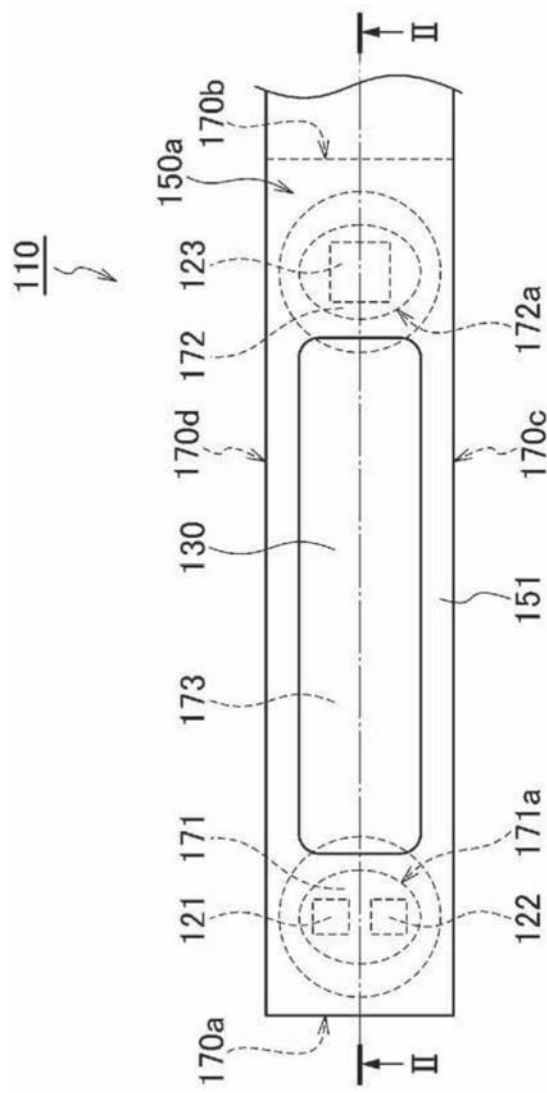


图3

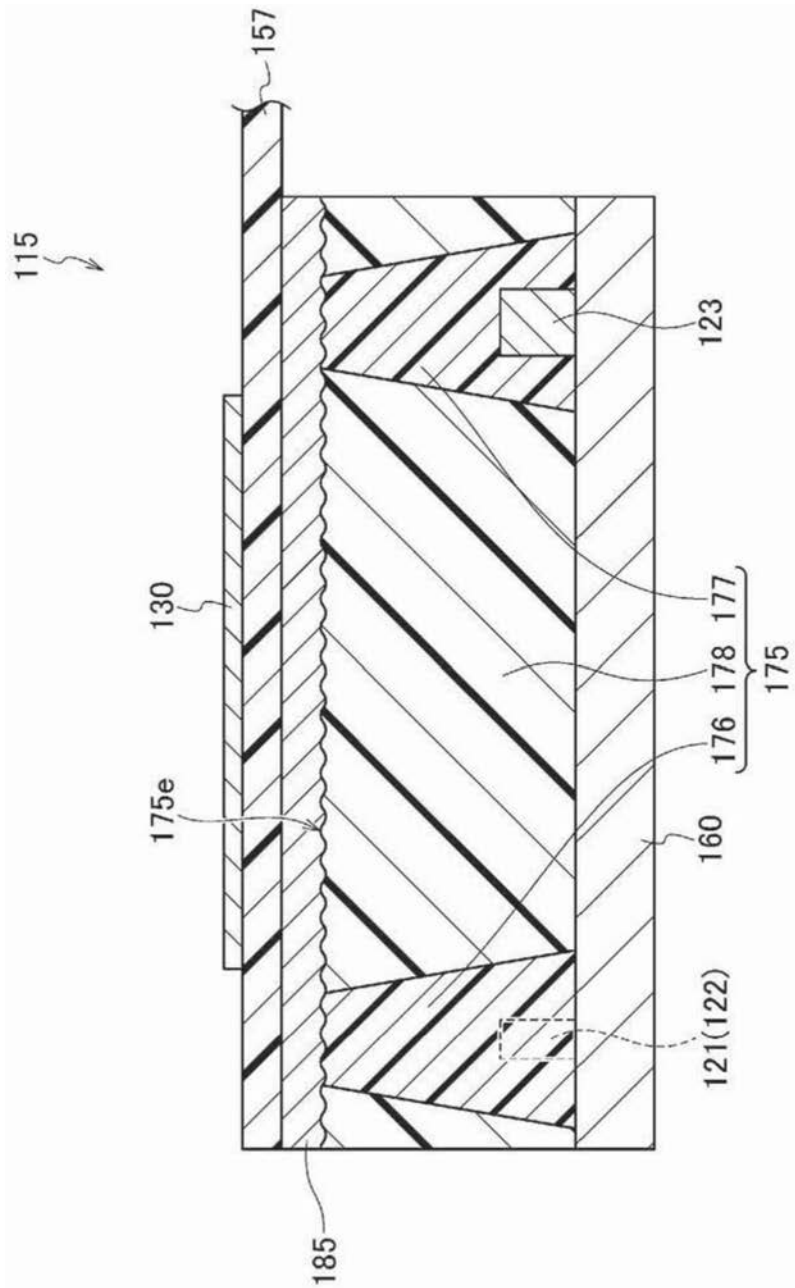


图4

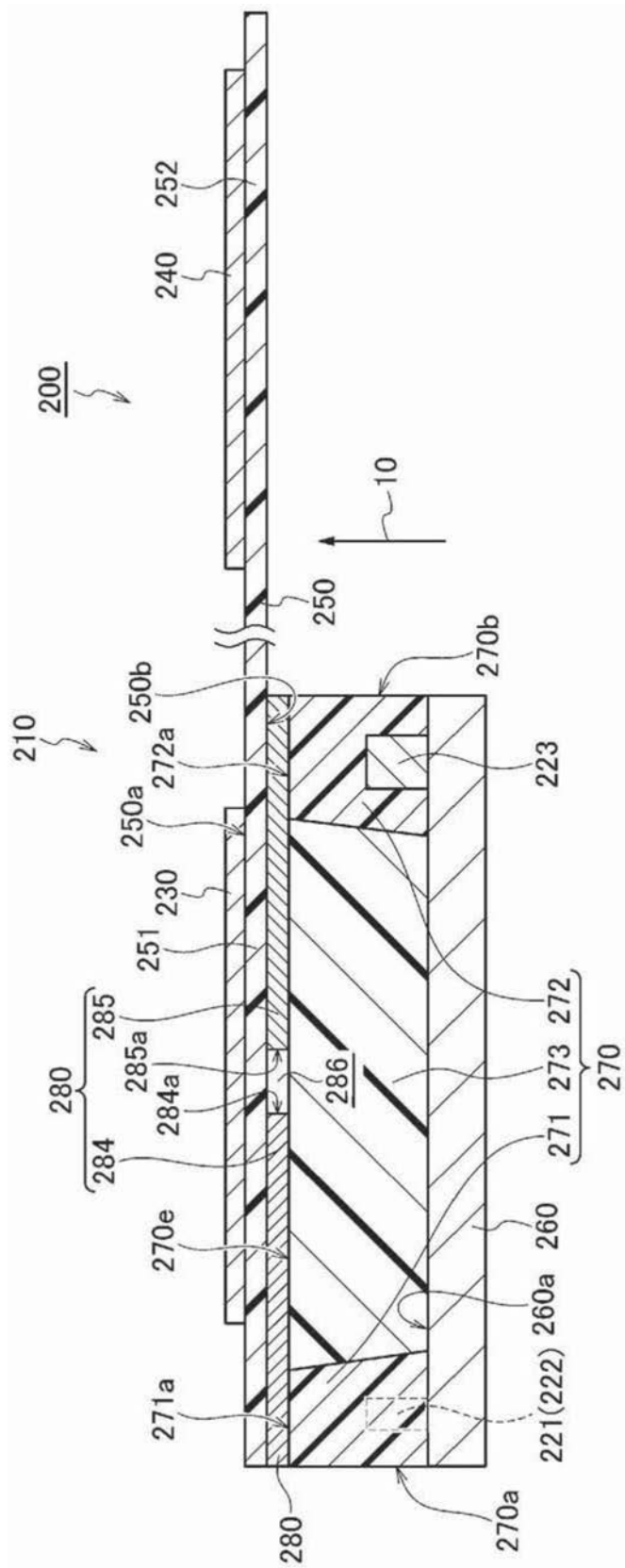


图5

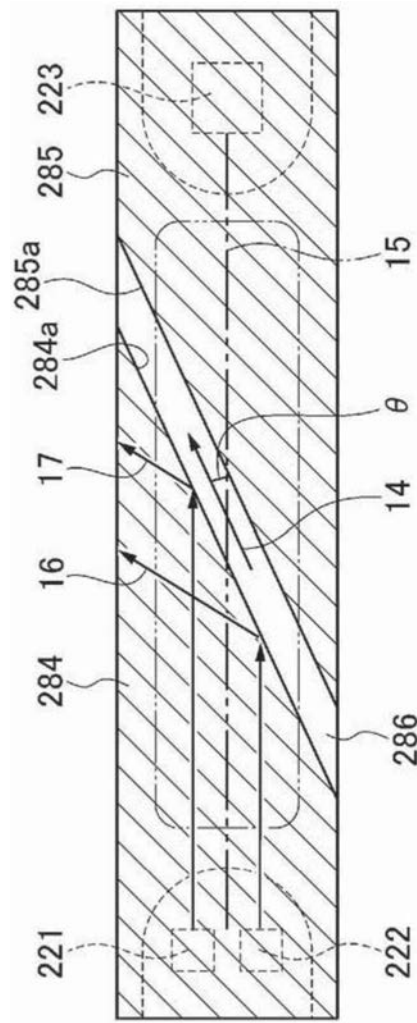


图7

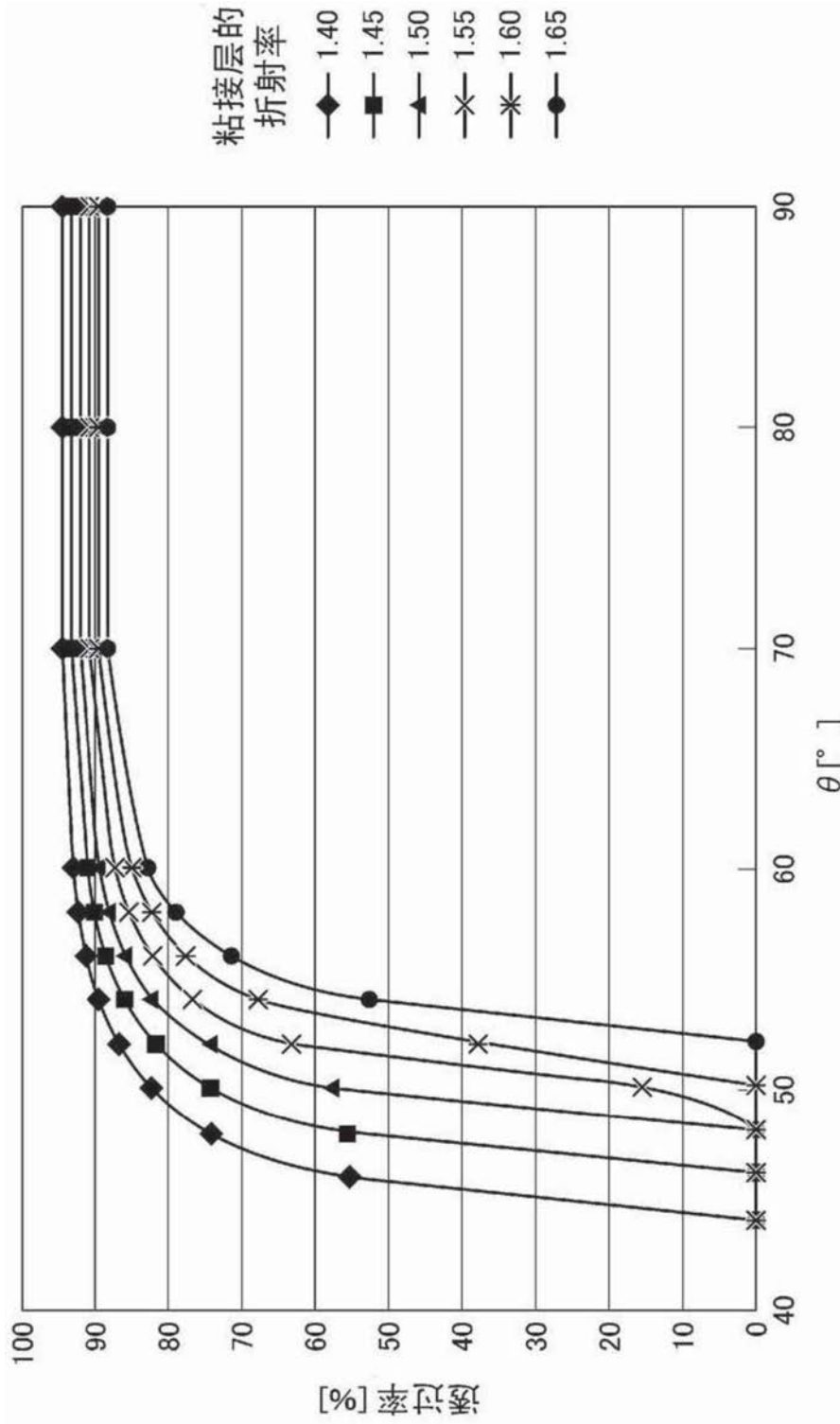


图8

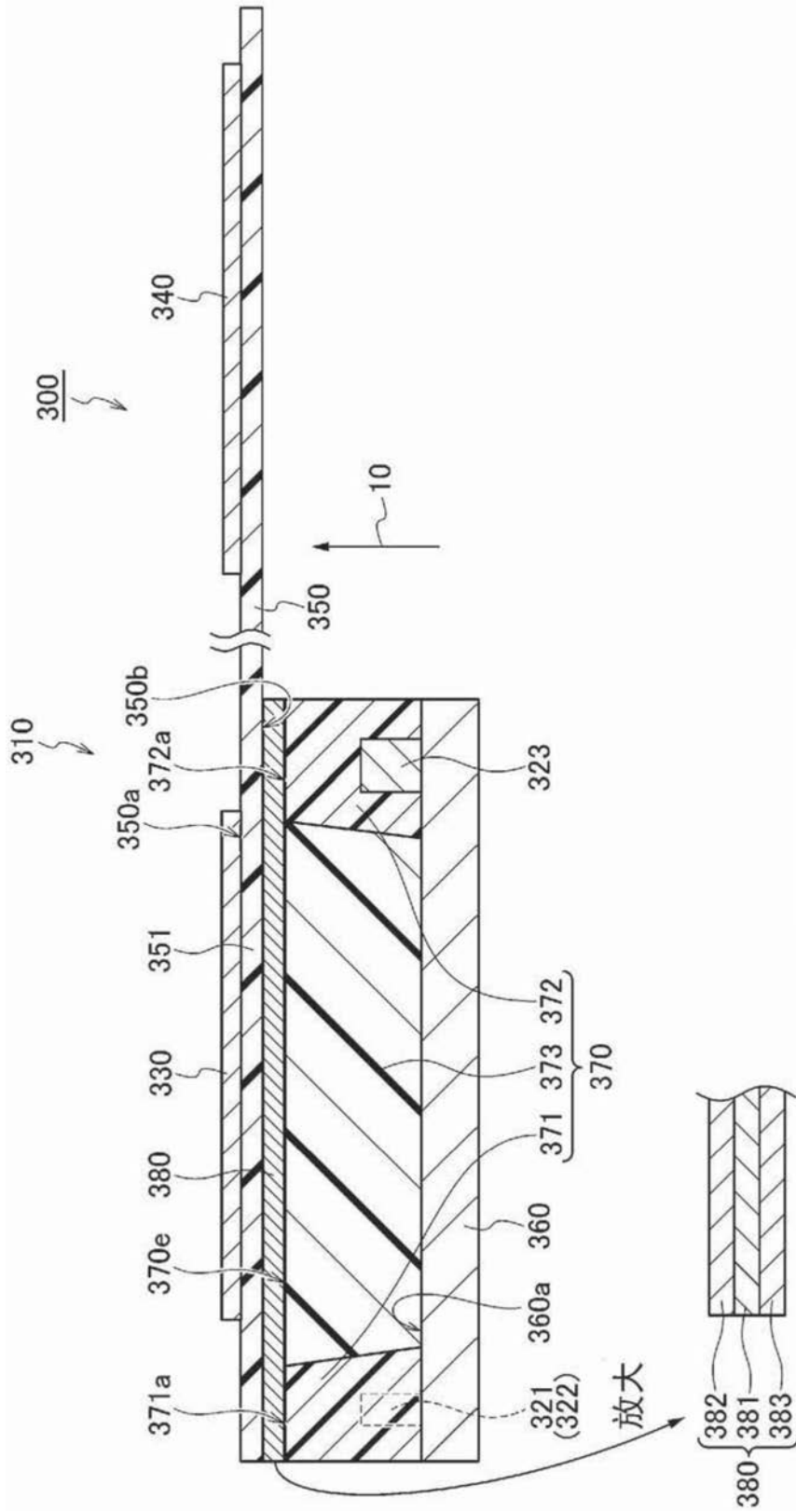


图9

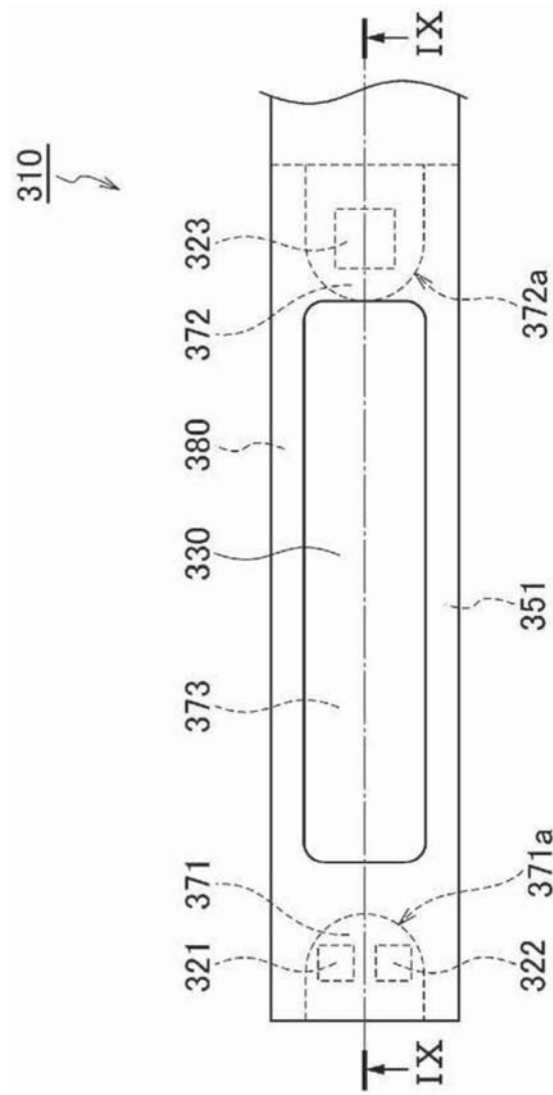


图10

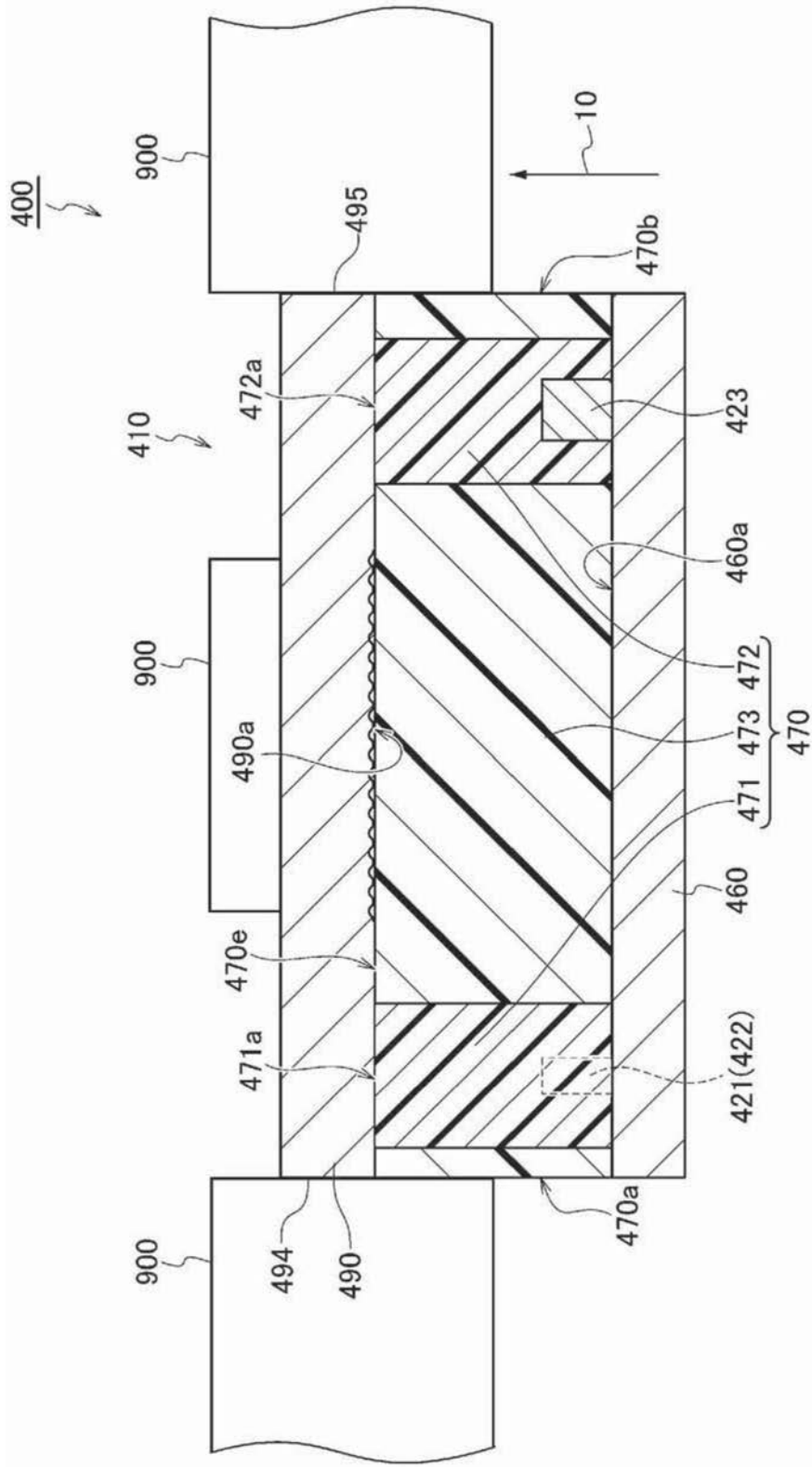


图11

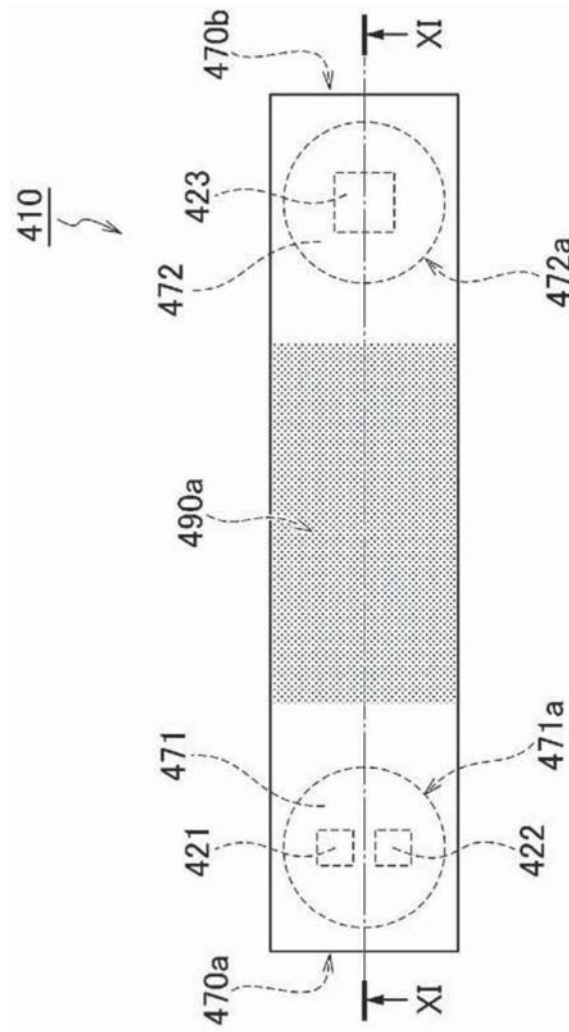


图12

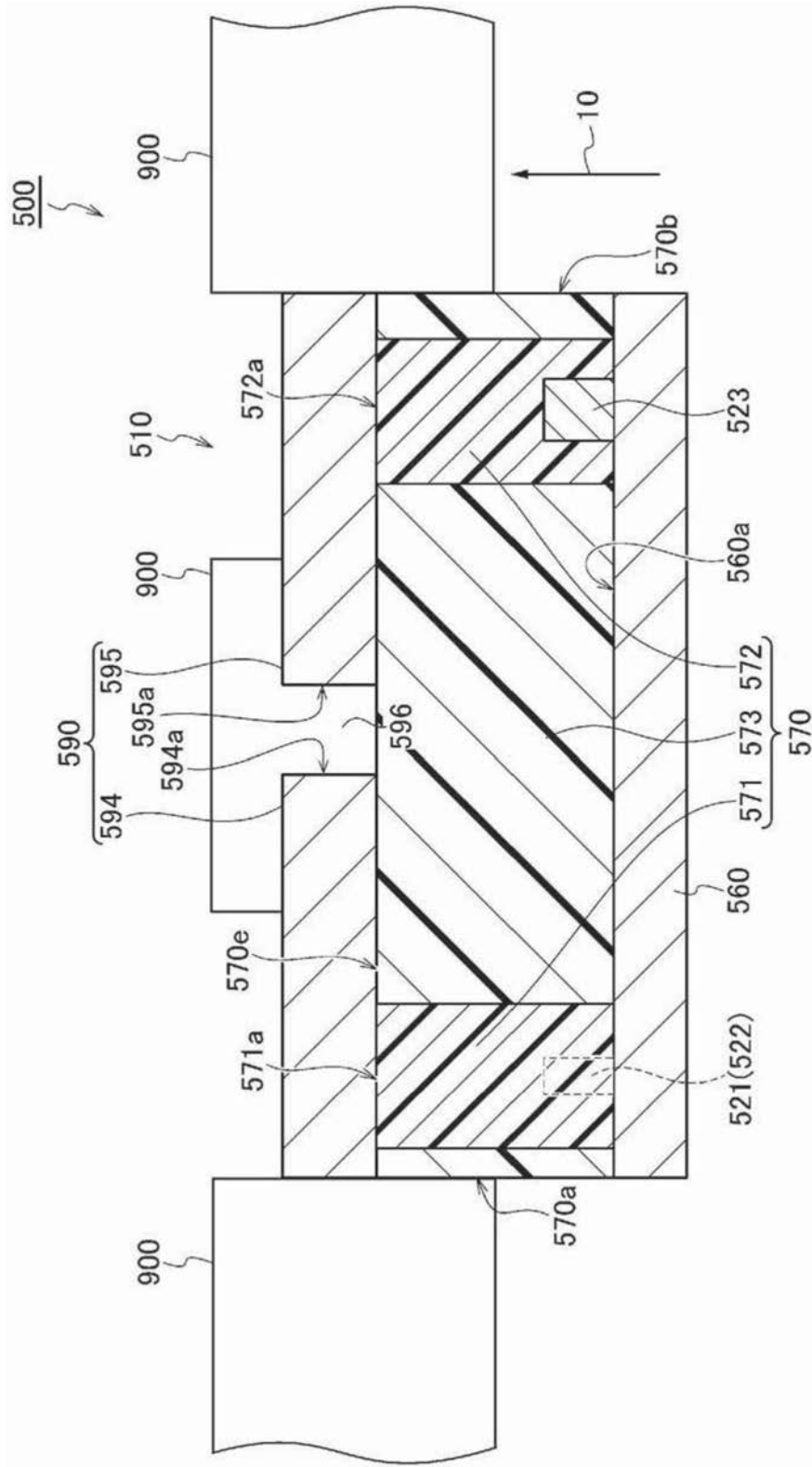


图13

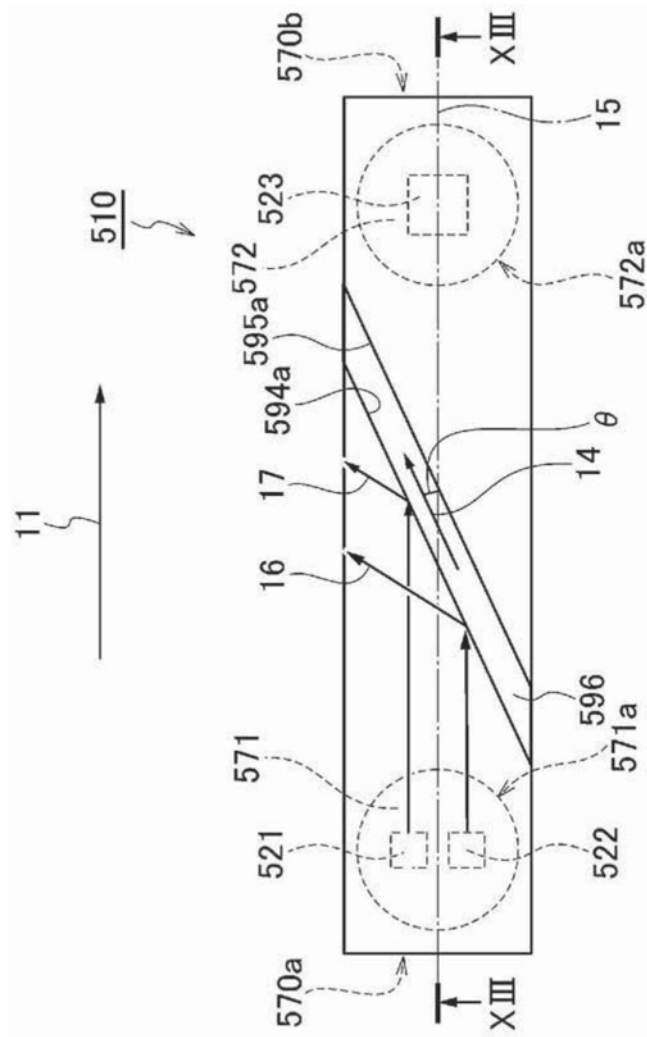


图14

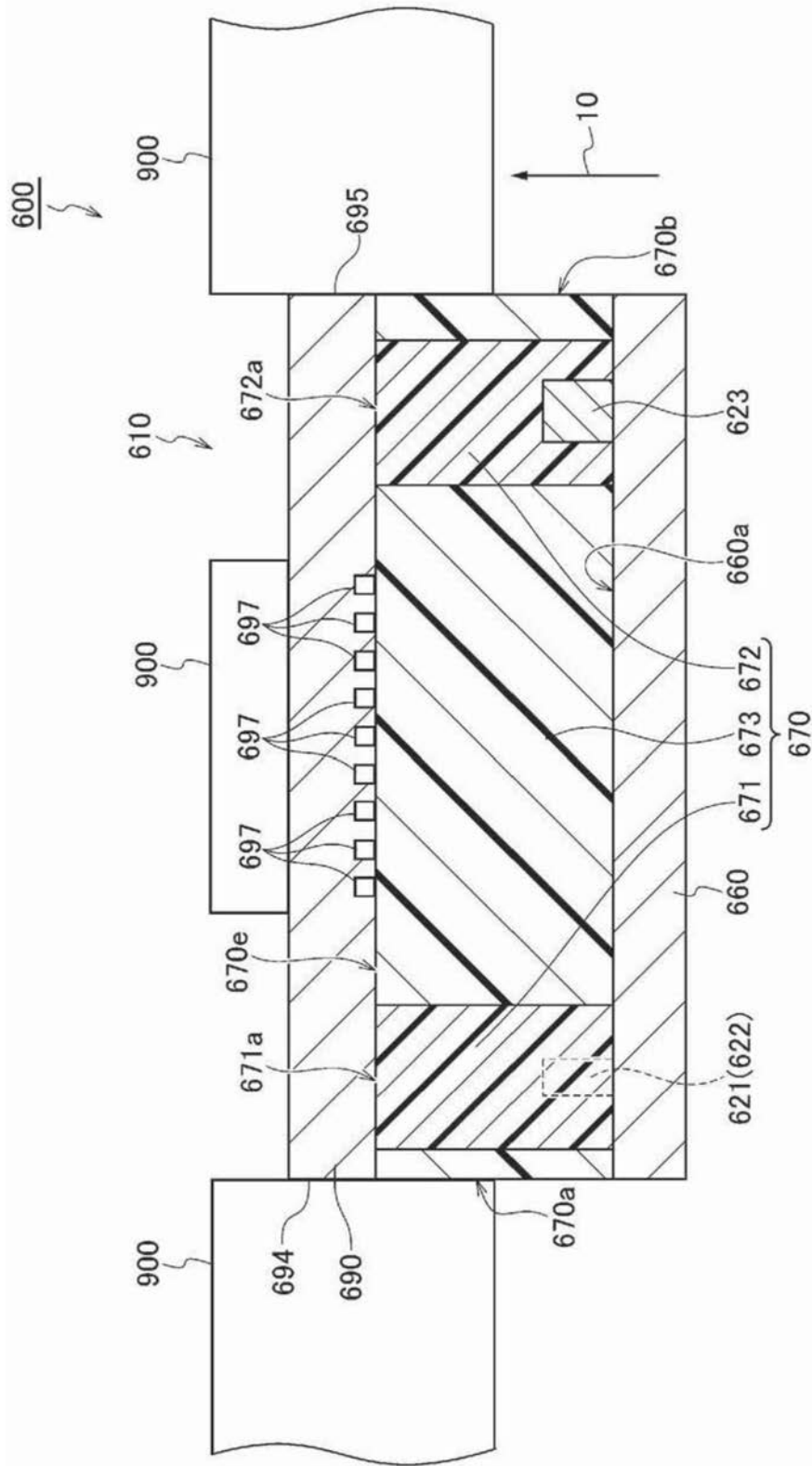


图15

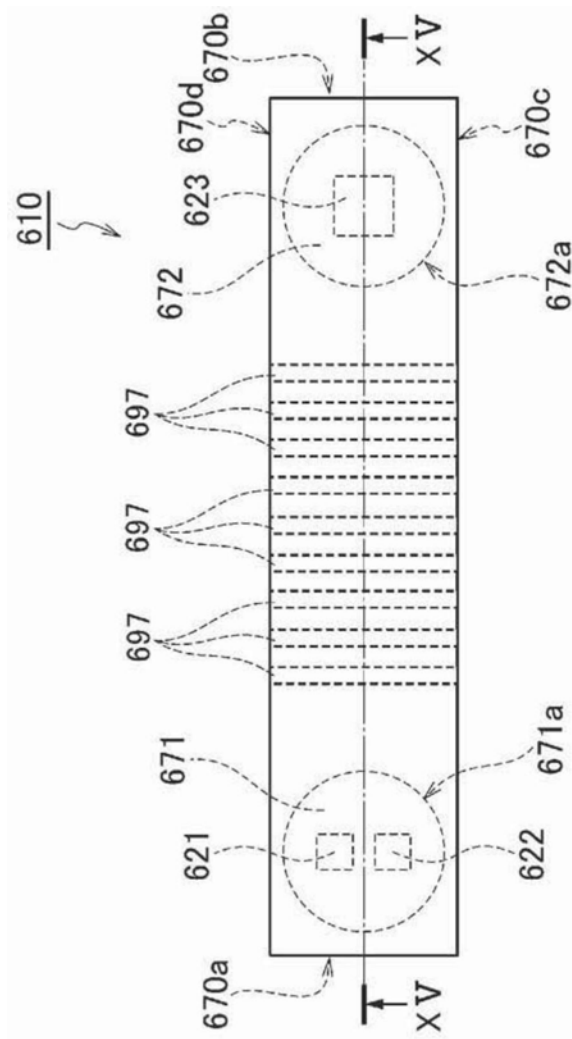


图16

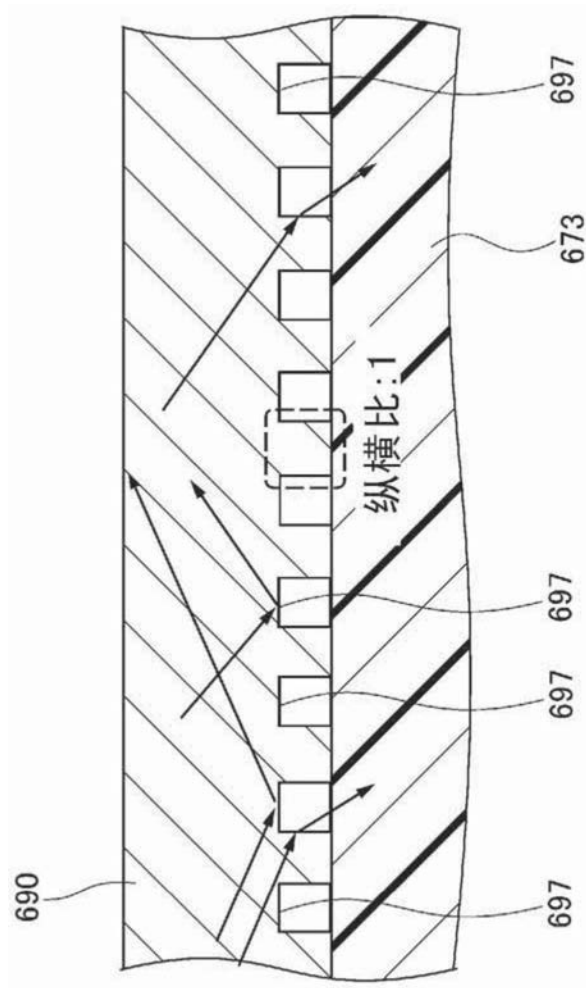


图17

专利名称(译)	生物传感器		
公开(公告)号	CN105997052B	公开(公告)日	2019-03-01
申请号	CN201610417286.2	申请日	2012-08-09
[标]申请(专利权)人(译)	有限公司村田生产厂		
申请(专利权)人(译)	有限公司村田生产厂		
当前申请(专利权)人(译)	有限公司村田生产厂		
[标]发明人	志牟田亨		
发明人	志牟田亨		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/0408 A61B5/02 A61B5/1455 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0059 A61B5/0205 A61B5/0245 A61B5/0408 A61B5/0478 A61B5/0492 A61B5/1455 A61B5/14551 A61B5/6826		
优先权	2011179985 2011-08-19 JP		
其他公开文献	CN105997052A		
外部链接	Espacenet	SIPO	

摘要(译)

本发明的生物传感器(100)包括：配置在布线基板(160)的主面(160a)上的发光元件(121、122)及光接收元件(123)；设置在发光元件密封部(171)和光接收元件密封部(172)之间的遮光部(173)；设置为隔着遮光部(173)与布线基板(160)平行的具有透光性的基材(150)；对发光元件密封部(171)、光接收元件密封部(172)及遮光部(173)与基材(150)进行粘接的具有透光性的粘接层(180)；以及安装在基材(150)的主面(150a)上的第一心电电极(130)。基材(150)的折射率设定为高于粘接层(180)的折射率，且第一心电电极(130)的基材(150)侧的面(130a)形成得较为粗糙，以使得基材(150)中通过的杂散光发生散射。

